

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/017331

発行日 平成29年4月27日 (2017. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成28年2月4日 (2016. 2. 4)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

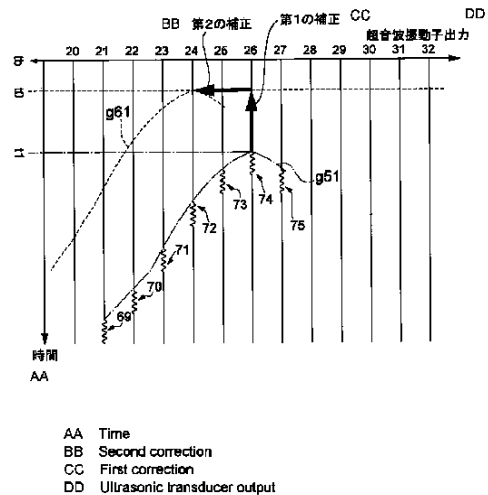
<p>出願番号 特願2016-538223 (P2016-538223)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2015/068342</p> <p>(22) 国際出願日 平成27年6月25日 (2015. 6. 25)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2014-156049 (P2014-156049)</p> <p>(32) 優先日 平成26年7月31日 (2014. 7. 31)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号</p> <p>(74) 代理人 110001830 東京U I T国際特許業務法人</p> <p>(72) 発明者 今井 睦朗 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 BB06 DD03 DE04 EE08 GB04 JB38 JB41 JC21 KK12 KK19 KK24 LL07</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 音響波診断装置およびその制御方法

(57) 【要約】

カラー画像を得るまでの時間を短縮する音響波診断装置およびその制御方法を提供する。超音波プローブに含まれている複数の超音波振動子 (20 - 32) のうち、駆動する超音波振動子を順に更新しながら、集束位置 (41) に集束する超音波パルス (43) を、超音波振動子から被検体の同一方向に送信させる処理を、同一の超音波振動子 (22 - 28) について複数回行なわせる。観測対象位置 (42) の超音波エコー44が超音波振動子 (22 - 28) において受信されることにより音響波エコー信号群が得られる。集束位置 (41) と観測対象位置 (42) との位置ずれにもとづく音響波エコー信号群の位置ずれが補正された信号と、位置ずれが無い超音波エコー信号と、から自己相関演算が行なわれ、観測対象位置 (42) の速度を示すドブラ偏移信号が生成される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の音響波振動子が少なくとも一方向に配列されている音響波プローブ，
駆動する上記音響波振動子を順に更新しながら，集束位置に集中する音響波を，上記音響波振動子から被検体の同一方向に送信させる処理を行なわせる駆動手段，

上記駆動手段による上記音響波振動子の駆動にもとづいて得られる上記被検体の観測対象位置の音響波エコーが上記音響波振動子において受信されることにより上記音響波振動子から出力される音響波エコー信号のうち，上記集束位置と上記観測対象位置との上記一方向における位置ずれがある上記音響波エコー信号について，上記駆動手段によって駆動させられた上記音響波振動子の位置に応じて上記位置ずれを補正する位置ずれ補正手段，
ならびに

上記位置ずれ補正手段によって上記位置ずれが補正された上記音響波エコー信号および上記位置ずれが無い上記音響波エコー信号について自己相関演算を行い，ドブラ偏移信号を生成するドブラ演算手段，
を備えた音響波診断装置。

【請求項 2】

上記駆動手段は，
駆動する上記音響波振動子を順に更新しながら，集束位置に集中する音響波を，上記音響波振動子から被検体の同一方向に送信させる処理を複数回行なわせるものであり，

上記ドブラ演算手段は，
上記位置ずれ補正手段によって上記位置ずれが補正された複数の上記音響波エコー信号および上記位置ずれが無い複数の上記音響波エコー信号について自己相関演算を行い，ドブラ偏移信号を生成するものである，

請求項 1 に記載の音響波診断装置。

【請求項 3】

上記ドブラ演算手段は，
上記位置ずれ補正手段によって上記位置ずれが補正された複数の上記音響波エコー信号の自己相関演算結果と上記位置ずれが無い複数の上記音響波エコー信号との自己相関演算結果との平均から上記ドブラ偏移信号を生成するものである，

請求項 2 に記載の音響波診断装置。

【請求項 4】

上記ドブラ演算手段は，
上記位置ずれ補正手段によって上記位置ずれが補正された複数の上記音響波エコー信号の自己相関演算結果と上記位置ずれが無い複数の上記音響波エコー信号との自己相関演算結果との重み付け平均から上記ドブラ偏移信号を生成するものである，

請求項 3 に記載の音響波診断装置。

【請求項 5】

上記ドブラ演算手段は，
上記位置ずれが無い複数の上記音響波エコー信号の重み付けを大きくして，上記位置ずれ補正手段によって上記位置ずれが補正された複数の上記音響波エコー信号の自己相関演算結果と上記位置ずれが無い複数の上記音響波エコー信号との自己相関演算結果との重み付け平均を行い，上記ドブラ偏移信号を生成するものである，

請求項 4 に記載の音響波診断装置。

【請求項 6】

上記ドブラ演算手段は，
上記位置ずれが最も少ない複数の上記音響波エコー信号について，上記位置ずれ補正手段によって上記位置ずれが補正された複数の上記音響波エコー信号および上記位置ずれが無い複数の音響波エコー信号のそれぞれについて自己相関演算を行い，ドブラ偏移信号を生成するものである，

請求項 2 から 4 のうち，いずれか一項に記載の音響波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 7】

上記音響波振動子の上記音響波プローブにおける位置にもとづいて生じる、上記音響波振動子による上記音響波の送信から上記音響波振動子による上記音響波エコーの受信までの時間差を補正する遅延時間補正手段をさらに備え、

上記ドブラ演算手段は、

上記遅延時間補正手段によって遅延時間が補正された上記音響波エコー信号について上記ドブラ偏移信号を生成するものである、

請求項 1 から 6 のうち、いずれか一項に記載の音響波診断装置。

【請求項 8】

複数の音響波振動子が少なくとも一方向に配列されている音響波プローブを備えた音響波診断装置の制御方法において、

駆動手段が、駆動する上記音響波振動子を順に更新しながら、集束位置に集中する音響波を、上記音響波振動子から被検体の同一方向に送信させる処理を行なわせ、

位置ずれ補正手段が、上記駆動手段による上記音響波振動子の駆動にもとづいて得られる上記被検体の観測対象位置の音響波エコーが上記音響波振動子において受信されることにより上記音響波振動子から出力される音響波エコー信号のうち、上記集束位置と上記観測対象位置との上記一方向における位置ずれがある上記音響波エコー信号について、上記駆動手段によって駆動させられた上記音響波振動子の位置に応じて上記位置ずれを補正し

ドブラ演算手段が、上記位置ずれ補正手段によって上記位置ずれが補正された上記音響波エコー信号および上記位置ずれが無い上記音響波エコー信号について自己相関演算を行い、ドブラ偏移信号を生成する、

音響波診断装置の制御方法。

【請求項 9】

上記駆動手段は、

駆動する上記音響波振動子を順に更新しながら、集束位置に集中する音響波を、上記音響波振動子から被検体の同一方向に送信させる処理を複数回行なわせるものであり、

上記ドブラ演算手段は、

上記位置ずれ補正手段によって上記位置ずれが補正された複数の上記音響波エコー信号および上記位置ずれが無い複数の上記音響波エコー信号について自己相関演算を行い、ド

ブラ偏移信号を生成するものである、

請求項 8 に記載の音響波診断装置の制御方法。

【請求項 10】

上記ドブラ演算手段は、

上記位置ずれ補正手段によって上記位置ずれが補正された複数の上記音響波エコー信号の自己相関演算結果と上記位置ずれが無い複数の上記音響波エコー信号との自己相関演算結果との平均から上記ドブラ偏移信号を生成するものである、

請求項 8 に記載の音響波診断装置の制御方法。

【請求項 11】

上記ドブラ演算手段は、

上記位置ずれ補正手段によって上記位置ずれが補正された複数の上記音響波エコー信号の自己相関演算結果と上記位置ずれが無い複数の上記音響波エコー信号との自己相関演算結果との重み付け平均から上記ドブラ偏移信号を生成するものである、

請求項 10 に記載の音響波診断装置の制御方法。

【請求項 12】

上記ドブラ演算手段は、

上記位置ずれが無い複数の上記音響波エコー信号の重み付けを大きくして、上記位置ずれ補正手段によって上記位置ずれが補正された複数の上記音響波エコー信号の自己相関演算結果と上記位置ずれが無い複数の上記音響波エコー信号との自己相関演算結果との重み付け平均を行い、上記ドブラ偏移信号を生成するものである、

10

20

30

40

50

請求項11に記載の音響波診断装置の制御方法。

【請求項13】

上記ドブラ演算手段は、

上記位置ずれが最も少ない複数の上記音響波エコー信号について、上記位置ずれ補正手段によって上記位置ずれが補正された複数の上記音響波エコー信号および上記位置ずれが無い複数の音響波エコー信号のそれぞれについて自己相関演算を行い、ドブラ偏移信号を生成するものである、

請求項9から11のうち、いずれか一項に記載の音響波診断装置の制御方法。

【請求項14】

上記音響波振動子の上記音響波プローブにおける位置にもとづいて生じる、上記音響波振動子による上記音響波の送信から上記音響波振動子による上記音響波エコーの受信までの時間差を補正する遅延時間補正手段をさらに備え、

上記ドブラ演算手段は、

上記遅延時間補正手段によって遅延時間が補正された上記音響波エコー信号について上記ドブラ偏移信号を生成するものである、

請求項8から13のうち、いずれか一項に記載の音響波診断装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、音響波診断装置およびその制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置では、カラー・モード（カラー・フローマッピング・モード）と呼ばれる画像表示方法が知られている。カラー・モードでは、超音波エコーに含まれるドブラ効果による周波数偏移情報にもとづいて、血流に関する情報（ドブラ画像）が得られる。得られた情報から血流速度に応じた2次元カラー画像が作成され、Bモード画像と合成後に表示される。

【0003】

超音波診断装置に関するものについては、ドップラーフロー撮像のような超音波撮像モードにおいて動作するトラッキング技術（特許文献1）、深さ方向に一樣なビーム幅を形成できるもの（特許文献2）、いわゆるマルチライン処理を行うもの（特許文献3、4）などがある。また、カラー・ドブラ映像化システムについてのものもある（特許文献5）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特表2013-525057号公報

【特許文献2】特開2009-240700号公報

【特許文献3】特開2014-079569号公報

【特許文献4】特表2009-536856号公報

【特許文献5】特開2013-039388号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

カラー・モードでは、ドブラ効果の検出における感度を確保するために、通常は同一位置（同一の超音波振動子）で超音波の送信および超音波エコーの受信を複数回（4回から16回程度）繰り返すので、Bモードの場合よりもフレーム・レートが低下してしまう。特に、低速な血流像を得たい場合には、1回ごとの送信間隔を広げる必要があるため、血流像を得るために要する時間がかかり、超音波診断装置を操作する技師がストレスを感じるほどフレーム・レートが低下してしまう。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 6 】

特許文献 1 は超音波の集束位置調整をするものにすぎず、特許文献 2 は深さ方向に一様なビーム幅を形成するものであり、特許文献 3、4 は、マルチライン処理を行うものにすぎない。いずれの特許文献においてもカラー・モードにおいてカラー断層像を得ることは考えられていない。また、特許文献 5 は、カラー・ドブラ映像化システムについてのものであるが、カラー画像（断層像）を得るまでの時間を短縮することについては全く考えられていない。

【 0 0 0 7 】

この発明は、カラー画像を得るまでの時間を短縮することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

この発明による音響波診断装置（超音波診断装置）は、複数の音響波振動子が少なくとも一方向に配列されている音響波プローブ、駆動する音響波振動子を順に更新しながら、集束位置に集中する音響波を、音響波振動子から被検体の同一方向に送信させる処理を行わせる駆動手段、駆動手段による音響波振動子の駆動にもとづいて得られる被検体の観測対象位置の音響波エコーが音響波振動子において受信されることにより音響波振動子から出力される音響波エコー信号のうち、集束位置と観測対象位置との一方向における位置ずれがある音響波エコー信号について、駆動手段によって駆動させられた音響波振動子の位置に応じて位置ずれを補正する位置ずれ補正手段、ならびに位置ずれ補正手段によって位置ずれが補正された音響波エコー信号および位置ずれが無い音響波エコー信号のそれぞれについて自己相関演算を行い、ドブラ偏移信号を生成するドブラ演算手段を備えていることを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

この発明は、音響波診断装置に適した制御方法も提供している。すなわち、複数の音響波振動子が少なくとも一方向に配列されている音響波プローブを備えた音響波診断装置の制御方法において、駆動手段が、駆動する音響波振動子を順に更新しながら、集束位置に集中する音響波を、音響波振動子から被検体の同一方向に送信させる処理を行なわせ、位置ずれ補正手段が、駆動手段による音響波振動子の駆動にもとづいて得られる被検体の観測対象位置の音響波エコーが音響波振動子において受信されることにより音響波振動子から出力される音響波エコー信号のうち、集束位置と観測対象位置との一方向における位置ずれがある音響波エコー信号について、駆動手段によって駆動させられた音響波振動子の位置に応じて位置ずれを補正し、ドブラ演算手段が、位置ずれ補正手段によって位置ずれが補正された音響波エコー信号および位置ずれが無い音響波エコー信号のそれぞれについて自己相関演算を行い、ドブラ偏移信号を生成するものである。

【 0 0 1 0 】

駆動手段は、駆動する上記音響波振動子を順に更新しながら、集束位置に集中する音響波を、音響波振動子から被検体の同一方向に送信させる処理を複数回行なわせるものでもよい。この場合、ドブラ演算手段は、位置ずれ補正手段によって位置ずれが補正された複数の音響波エコー信号および位置ずれが無い複数の音響波エコー信号について自己相関演算を行い、ドブラ偏移信号を生成するものとなる。

【 0 0 1 1 】

ドブラ演算手段は、たとえば、位置ずれ補正手段によって位置ずれが補正された複数の音響波エコー信号の自己相関演算結果と位置ずれが無い複数の音響波エコー信号との自己相関演算結果との平均からドブラ偏移信号を生成するものである。

【 0 0 1 2 】

ドブラ演算手段は、位置ずれ補正手段によって位置ずれが補正された複数の音響波エコー信号の自己相関演算結果と位置ずれが無い複数の音響波エコー信号との自己相関演算結果との重み付け平均からドブラ偏移信号を生成するものでもよい。

【 0 0 1 3 】

ドブラ演算手段は、位置ずれが無い複数の音響波エコー信号の重み付けを大きくして、

10

20

30

40

50

位置ずれ補正手段によって位置ずれが補正された複数の音響波エコー信号の自己相関演算結果と位置ずれが無い複数の音響波エコー信号との自己相関演算結果との重み付け平均を行い、ドブラ偏移信号を生成するものでもよい。

【0014】

ドブラ演算手段は、位置ずれが最も少ない複数の音響波エコー信号について、位置ずれ補正手段によって位置ずれが補正された複数の音響波エコー信号および位置ずれが無い複数の音響波エコー信号のそれぞれについて自己相関演算を行い、ドブラ偏移信号を生成するものでもよい。

【0015】

音響波振動子の音響波プローブにおける位置にもとづいて生じる、音響波振動子による音響波の送信から音響波振動子による音響波エコーの受信までの時間差を補正する遅延時間補正手段をさらに備えてもよい。この場合、ドブラ演算手段は、たとえば、遅延時間補正手段によって遅延時間が補正された音響波エコー信号についてドブラ偏移信号を生成するものとなる。

10

【発明の効果】

【0016】

この発明によると、音響波プローブに配列されている音響波振動子の駆動が順に更新されながら、集束位置に集中する音響波を、音響波振動子から被検体の同一方向に送信する処理が行わせられる。すると、被検体の観測対象位置の音響波エコーが音響波振動子において受信され、音響波エコー信号が得られる。集束位置と観測対象位置との一方向における位置ずれがある音響波エコー信号について位置ずれが補正させられる。位置ずれが補正させられた音響波エコー信号と位置ずれが無い音響波エコー信号とについて自己相関演算が行なわれ、ドブラ偏移信号が生成させられる。ドブラ偏移信号からカラー画像が生成される。位置ずれが補正させられた音響波エコー信号を利用しているので、位置ずれが無い複数の音響波エコー信号のみを利用してドブラ偏移信号が生成される場合に比べて、音響波振動子から被検体に音響波を送信する回数を少なくできる。この結果、カラー画像が生成されるまでの時間を短縮できるようになる。

20

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】超音波診断装置の電気的構成を示すブロック図である。

30

【図2】超音波の送信および超音波エコーの受信を示している。

【図3】超音波エコー信号を示している。

【図4】超音波パルスの送信および超音波エコーの受信を示している。

【図5】超音波エコー信号を示している。

【図6】超音波パルスの送信および超音波エコーの受信を示している。

【図7】超音波エコー信号を示している。

【図8】超音波パルスの送信および超音波エコーの受信を示している。

【図9】超音波エコー信号を示している。

【図10】超音波パルスの送信および超音波エコーの受信を示している。

【図11】超音波エコー信号を示している。

40

【図12】超音波パルスの送信および超音波エコーの受信を示している。

【図13】超音波パルスの送信および超音波エコーの受信を示している。

【図14】整相加算の一部の処理を示している。

【図15】整相加算の一部の処理を示している。

【図16】検波処理装置およびドブラ演算装置の電気的構成を示すブロック図である。

【図17】整相加算出力データおよび検波データを示している。

【図18】自己相関データおよびドブラ周波数を表わすデータを示している。

【図19】超音波エコー信号から速度を表わすデータが生成される様子を示している。

【図20】Bモード画像とカラー・モード画像から合成画像が生成される様子を示している。

50

【発明を実施するための形態】

【0018】

図1は、この発明の実施例を示すもので超音波診断装置（音響波診断装置）の電氣的構成を示すブロック図である。

【0019】

この実施例においては、音響波として超音波が用いられるが、超音波に限定されるものではなく、被検対象、測定条件などに応じて適切な周波数が選択されれば、可聴周波数の音響波を用いるようにしてもよい。また、この実施例における超音波診断装置においては、Bモード画像、カラー画像および合成画像（Bモード画像とカラー画像とが合成された画像）を得ることができる。まず、カラー画像が得られる場合の処理について説明する。

10

【0020】

超音波診断装置1の全体の動作は、制御装置2によって統括される。

【0021】

制御装置2には、超音波診断装置1を操作する技師等によって操作される操作装置3および所定のデータ等が格納される格納装置4が接続されている。

【0022】

超音波診断装置1には、超音波プローブ6が含まれている。超音波プローブ6には、複数の超音波振動子が含まれている。

【0023】

制御装置2から出力される制御信号は送信装置5に与えられる。すると、送信装置5から超音波プローブ6の超音波振動子に電気パルスが与えられる。超音波振動子によって電気パルスが超音波パルスに変換され、被検体の体内を伝播し、超音波エコーが超音波プローブ6に戻る。

20

【0024】

超音波エコーは、超音波振動子において電気信号（超音波エコー信号）に変換される。

【0025】

図2から図11は、超音波プローブ6から超音波パルスが出力され、超音波エコー信号が得られる様子を示している。

【0026】

図2は、超音波プローブ6に含まれる超音波振動子20-32のうち、超音波振動子21-27から超音波パルス43が出力されている様子を示している。図4は、超音波プローブ6に含まれる超音波振動子20-32のうち、超音波振動子22-28から超音波パルス43が出力されている様子を示している。図6は、超音波プローブ6に含まれる超音波振動子20-32のうち、超音波振動子23-29から超音波パルス43が出力されている様子を示している。図8は、超音波プローブ6に含まれる超音波振動子20-32のうち、超音波振動子24-30から超音波パルス43が出力されている様子を示している。図10は、超音波プローブ6に含まれる超音波振動子20-32のうち、超音波振動子25-31から超音波パルス43が出力されている様子を示している。

30

【0027】

このように、超音波プローブ6には、少なくとも一方向に配列（二次元配列でもよい）されている複数の超音波振動子（音響波振動子）20から32が含まれている。また、制御装置2（駆動手段）によって、超音波振動子20から32のうち、駆動する超音波振動子が順に更新させられながら（駆動する超音波振動子が順に変えられながら）、集束位置41に集中する超音波パルス（音響波）43が、駆動する超音波振動子から送信させられる。好ましくは、後述するように、被検体の血流速度を示すカラー・モードのカラー画像が精度良く得られるようにするために、被検体内部に存在する観測対象位置42に超音波パルスを送信する処理が複数回行わせられるように制御装置2（駆動手段）によって超音波振動子20から32が制御させられる。

40

【0028】

図6を参照して、超音波振動子23-29から超音波パルス43が送信されたものとする。超

50

音波パルス43は、超音波振動子23 - 29の中央の超音波振動子26の送信方向（図2では超音波振動子26の真下）の所定距離にある集束位置41に集中するように超音波振動子23 - 29から送信される。超音波振動子23 - 29の位置に応じて超音波パルス43が遅延して送信されることにより、超音波パルス43が集束位置41に集中する。図6に示す例では、中央の超音波振動子26と集束位置41との延長方向に観測対象位置42（被検体の中での媒質が変わる場所など）が存在する。このために、超音波パルス43が観測対象位置42に照射され、観測対象位置42から超音波エコー44が発生する。超音波エコー44は、超音波振動子23から29において受信される。

【0029】

図7は、超音波エコー44を受信した超音波振動子23 - 29から出力される超音波エコー信号71から77を示している。横軸は超音波振動子の位置を示し、縦軸は超音波振動子から超音波パルス43が出力された時間 t_b からの経過時間を示している。

【0030】

超音波振動子23 - 29の位置に応じて、超音波パルス43および超音波エコー44の伝播距離に差が生じるために、超音波振動子23 - 29から出力される超音波エコー信号71 - 77の出力タイミングも超音波振動子ごとに異なる。中央の超音波振動子26から出力される超音波パルス43および観測対象位置42から中央の超音波振動子26の超音波エコー44の伝播距離が一番短いから、中央の超音波振動子26から最初に超音波エコー信号74が出力される（時刻 t_0 ）。中央の超音波振動子26の両隣の超音波振動子25および27から出力される超音波パルス43および観測対象位置42から超音波振動子25および27の超音波エコー44の伝播距離は次に短いから、超音波エコー信号74の次に超音波エコー信号73および75が超音波振動子25および27から出力される。同様に、次に超音波振動子24および28から超音波エコー信号72および76が出力される。最後に超音波振動子23および29から超音波エコー信号71および77が出力される。図7において（他の図においても同様）、超音波エコー信号71から77を示すものとして超音波エコー信号71から77の包絡線が超音波エコー信号群 g_{53} として図示されている。

【0031】

図2を参照して、超音波振動子21 - 27から超音波パルス43が送信されたものとする。超音波パルス43が集束位置41に集中し、一つの超音波振動子（図2に示す場合は、超音波振動子24）の幅よりも広がらなければ、超音波を送信する超音波振動子21 - 27のうち、中央の超音波振動子24と集束位置41との延長方向に存在しない観測対象位置42（被検体の中での媒質が変わる場所など）には超音波パルス43が照射されないため、観測対象位置42からは超音波エコー44も発生しない。しかしながら、超音波パルス43は集束位置41を越えると広がってしまうために、中央の超音波振動子24と集束位置41との延長方向に存在しない観測対象位置42にも超音波パルス43が照射されてしまう。このために、観測対象位置42から超音波エコー44が発生する。超音波エコー44は、超音波振動子21 - 27において受信される。

【0032】

図3は、超音波エコー43を受信する超音波振動子21 - 27から出力される超音波エコー信号群 g_{51} を示している。超音波エコー信号群 g_{51} は、図7に示したように、超音波振動子21 - 27からそれぞれ出力される超音波エコー信号69 - 75の包絡線である。超音波エコー44を受信する超音波振動子21 - 27のうち超音波振動子26の超音波パルス43の出力方向（図2では真下）に観測対象位置42が存在するから、超音波振動子26から最初に超音波エコー信号74が出力され（時刻 t_1 ）、次に超音波振動子25および27から超音波エコー信号73および75が出力され、さらに次に超音波振動子24から超音波エコー信号72が出力される。さらに、超音波振動子23から超音波エコー信号71が出力され、超音波振動子22から超音波エコー信号70が出力され、超音波振動子21から超音波エコー信号69が出力される。集束位置41は、超音波エコー44を受信する超音波振動子26と観測対象位置42の間には存在しないので、図3に示したように最初に超音波エコー信号74が出力される時間 t_1 は、図7に示したように最初に超音波エコー信号74が出力される時間 t_0 よりも遅い。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 3 】

図 4 を参照して、駆動される超音波振動子が更新されて、超音波振動子 22 - 28 から超音波パルス 43 が送信されたものとする。図 2 を参照して説明したのと同様に、観測対象位置 42 からの超音波エコー 44 が超音波振動子 22 - 28 において受信される。

【 0 0 3 4 】

図 5 を参照して、図 3 と同様に、超音波振動子 22 - 28 から超音波エコー信号群 g 52 が得られる。この超音波エコー信号群 g 52 も、図 7 に示したように、超音波振動子 22 - 28 からそれぞれ出力される超音波エコー信号 70 - 76 の包絡線である。超音波振動子 26 から最初に超音波エコー信号 74 が出力される（時刻 t 2）。

【 0 0 3 5 】

駆動される超音波振動子が更新されて、図 6 に示すように、超音波振動子 23 - 29 から超音波パルス 43 が送信されると、すでに説明した動作となる。

【 0 0 3 6 】

図 8 を参照して、駆動される超音波振動子が更新されて、超音波振動子 24 - 30 から超音波パルス 43 が送信されたものとする。観測対象位置 42 からの超音波エコー 44 が超音波振動子 24 - 30 において受信される。

【 0 0 3 7 】

図 9 を参照して、図 3 と同様に、超音波振動子 24 - 30 から超音波エコー信号群 g 54 が得られる。この超音波エコー信号群 g 54 も、図 7 に示したように、超音波振動子 24 から 30 からそれぞれ出力される超音波エコー信号 72 - 78 の包絡線である。図 2 を参照して説明したのと同様に、超音波振動子 26 から最初に超音波エコー信号 74 が出力される（時刻 t 4）。

【 0 0 3 8 】

図 10 を参照して、駆動される超音波振動子が更新されて超音波振動子 25 - 31 から超音波パルス 43 が送信されたものとする。観測対象位置 42 からの超音波エコー 44 が超音波振動子 25 - 31 において受信される。

【 0 0 3 9 】

図 11 を参照して、図 2 と同様に、超音波振動子 25 - 31 から超音波エコー信号群 g 55 が得られる。この超音波エコー信号群 g 55 も、図 7 に示したように、超音波振動子 25 - 31 からそれぞれ出力される超音波エコー信号 73 - 79 の包絡線である。超音波振動子 26 から最初に超音波エコー信号 74 が出力される（時刻 t 5）。

【 0 0 4 0 】

図 1 を参照して、得られた超音波エコー信号 69 - 79 などが、受信装置 7 に与えられる。受信装置 7 において超音波エコー信号 69 - 79 などが増幅され、A / D（アナログ / デジタル）変換回路 8 において、デジタルの超音波エコー信号に変換される。超音波エコー信号は、超音波エコー・データ記憶装置 9 に与えられ、一時的に記憶される。超音波エコー信号は、超音波エコー・データ記憶装置 9 から読み取られ、超音波エコー・データ処理装置 10 に入力する。

【 0 0 4 1 】

超音波エコー・データ処理装置 10 において、制御装置 2（駆動手段）による超音波振動子（音響波振動子）の駆動にもとづいて得られる被検体の観測対象位置 42 の超音波エコー（音響波エコー）が超音波振動子（音響波振動子）において受信されることにより超音波振動子（音響波振動子）から出力される超音波エコー信号（音響波エコー信号）のうち、図 3、図 5、図 9 および図 11 に示したように、集束位置 41 と観測対象位置 42 との一方方向（水平方向）に位置ずれがある超音波エコー信号（音響波エコー信号）について、駆動させられた超音波振動子の位置に応じて位置ずれが補正させられる（位置ずれ補正手段）。

【 0 0 4 2 】

位置ずれの補正は、次に述べるように、観測対象位置 42 が、集束位置 41 と、観測対象位置 42 からの超音波エコー 44 を受信する超音波振動子 21 - 27 の中央の超音波振動子 24 と、の延長線上に存在したと仮定した場合に得られる超音波エコー信号を生成するものである。

【 0 0 4 3 】

10

20

30

40

50

図3を参照して、超音波エコー・データ処理装置10において、超音波エコー信号群g51が、図7に示すように、時刻t0の時点において超音波振動子26から出力されたように遅延時間を補正する第1の補正が行われ、かつ集束位置41と観測対象位置42との一方向の位置ずれを解消するように超音波エコー信号群g51の頂点をシフトする第2の補正が行なわれる。一方向における位置ずれは、一方向における集束位置41と観測対象位置42とのずれのことである。一方向における位置ずれの補正は、図2に示すように集束位置41と観測対象位置42とが一方向において位置ずれがある場合（一方向と鉛直方向において集束位置41と観測対象位置42とが直線上に無い場合）に、一方向の位置ずれが無かった場合に得られるであろう超音波エコー信号を生成するものである。図2に示す場合であれば、集束位置41と観測対象位置42とは一方向において超音波振動子の2個分の間隔だけずれているから、その間隔のずれが解消されるように、超音波エコー信号群g51が一方向と逆方向に超音波振動子2個分の間隔だけシフトされる。これらの第1の補正および第2の補正を合わせた補正が位置ずれ補正となる（位置ずれ補正手段）。これにより、図3に示すように、超音波エコー信号群g51は破線で示すように超音波エコー信号群g61に補正される。このように超音波エコー・データ処理装置10において、制御装置（駆動手段）2による超音波振動子の駆動にもとづいて得られる被検体の観測対象位置42の超音波エコー44が超音波振動子21-27において受信されることにより超音波振動子21-27から出力される超音波エコー信号（超音波エコー・データ）のうち、集束位置41と観測対象位置42との一方向における位置ずれがある超音波エコー信号（超音波エコー・データ）について、制御装置2によって駆動させられた超音波振動子の位置に応じて位置ずれが補正させられる。

10

20

【0044】

第1の補正における遅延時間は、次のようにして算出できる。

【0045】

図12は、図6に示したように集束位置41と観測対象位置42との間に一方向における位置ずれが無い場合の超音波パルス43および超音波エコー44を示している。

【0046】

一方向をX方向、一方向の鉛直方向をZ方向とする。集束位置41の真上にある超音波振動子26のX、Z座標を $(X, Z) = (x_0, 0)$ 、集束位置41の座標を $(X, Z) = (x_0, df)$ 、観測対象位置42の座標を $(X, Z) = (x_0, z)$ とする。集束位置41と観測対象位置42との間に一方向における位置ずれが無い場合には、超音波振動子26から送信された超音波パルス43が集束位置41を経て観測対象位置42に至るまでの送信経路の長さ L_{ta} と、観測対象位置42から反射する超音波エコー44が観測対象位置42から超音波振動子26に戻るまでの受信経路の長さ L_{ra} と、は等しい。したがって、 $L_{ta} = L_{ra} = z$ となり、超音波パルス43の伝播距離 L_{ta} と超音波エコー44の伝播距離 L_{ra} とを合わせた伝播距離 L_{ua} は、 $L_{ua} = L_{ta} + L_{ra} = 2z$ となる。このようにして得られた伝播距離 L_{ua} が音速で除されることにより、位置ずれが無い場合の超音波パルス43および超音波エコー44の伝播時間が得られる。

30

【0047】

図13は、図2に示したように集束位置41と観測対象位置42との間に一方向における位置ずれがある場合の超音波パルス43および超音波エコー44を示している。

40

【0048】

集束位置41は、観測対象位置42から2つの超音波振動子の間隔だけ一方向にずれている。超音波振動子の間隔を L_e とすると、集束位置41のX、Z座標は、 $(X, Z) = (x_0 - 2L_e, df)$ で表わされる。超音波振動子24から送信される超音波パルス43は、集束位置41を経て、観測対象位置42に送信される。超音波振動子24から送信される超音波パルス43の送信経路の長さ L_{tb} は、超音波振動子24から集束位置41までの距離 df と、集束位置41から観測対象位置42までの距離 $\{(z - df)^2 + (2L_e)^2\}$ と、の和となる。また、観測対象位置42から反射する超音波エコー44が超音波振動子26に至るまでの受信経路の長さ L_{rb} は、 $L_{rb} = z$ である。超音波パルス43の伝播距離 L_{tb} と超音波エコー44の伝播距離 L_{rb} とを合わせた伝播距離 L_{ub} は、 $L_{ub} = L_{tb} + L_{rb} = \{(z - df)^2 + (2L_e)^2\} + z$

50

} + zとなる。このようにして得られた伝播距離 L_{ub} が音速で除されることにより、位置ずれが有る場合の超音波パルス43および超音波エコー44の伝播時間が得られる。

【0049】

位置ずれが無い場合の伝播時間と位置ずれが有る場合の伝播時間との差から、第1の補正で補正される遅延時間が算出される。図2に示す位置ずれの場合だけでなく、図4、図8、図10などに示す位置ずれの場合においても同様にして遅延時間が算出できるのはいうまでもない。

【0050】

図5、図9および図11のように、焦点位置41と観測対象位置42との間に一方向の位置ずれが生じている超音波エコー信号群 g_{52} 、 g_{54} および g_{55} についても同様に超音波エコー・データ処理装置10において位置ずれ補正が行なわれ、位置ずれ補正された超音波エコー信号群 g_{62} 、 g_{64} および g_{65} が得られる。

10

【0051】

つづいて、位置ずれ補正された超音波エコー信号群 g_{61} 、 g_{62} 、 g_{64} および g_{65} と位置ずれが無い超音波エコー信号群 g_{53} とが、同一の超音波振動子から出力される超音波エコー信号同士が加算されるように超音波エコー・データ処理装置10において重畳される。

【0052】

重畳された超音波エコー信号69 - 79は、整相加算装置11に与えられる。

【0053】

図14および図15は、重畳された超音波エコー信号69 - 79が整相加算される様子を示している。

20

【0054】

図14を参照して、重畳された超音波エコー信号69 - 79が、時刻 t_0 において最初に超音波振動子26から出力される超音波エコー信号74の出力タイミングと同じであったように、出力時間補正が整相加算装置11において行われる。

【0055】

つづいて、図15を参照して、出力時間補正がされた超音波エコー信号69 - 79が、観測対象位置42の延長線上にある超音波振動子26の位置で重ね合わせられるように、整相加算装置11において行われる。整相加算が行われることにより、S/Nが向上する。

【0056】

位置ずれ補正され、かつ遅延時間補正された超音波エコー信号群 g_{51} 、 g_{52} 、 g_{54} および g_{55} についても同様に、整相加算装置11において整相加算が行なわれる。

30

【0057】

図1を参照して、整相加算された超音波エコー信号は、検波処理装置12を介してドブラ演算装置(ドブラ演算手段)13に与えられる。ドブラ演算装置13から、観測対象位置42において速度変化がある場合に速度を表わすデータが得られる。

【0058】

図16は、検波処理装置12およびドブラ演算装置13の内部構成を示すブロック図である。

【0059】

速度を表わすデータを得るためには、時間差で被検体の同一方向に超音波を送信させる処理を複数回行なう必要がある。その時間差で得られる被検体の観測対象位置42の超音波エコー信号の相違から、速度を表わすデータが算出されるからである。この実施例では、図6に示すように、超音波エコー44を受信する超音波振動子23 - 29の中央の超音波振動子26と観測対象位置42との間に集束位置41が存在する場合に、同一の超音波振動子23 - 29から超音波パルス43が8回(数回)送信される。これにより、整相加算後の超音波エコー信号群 g_{53} が8つ得られる。

40

【0060】

図17は、整相加算後の超音波エコー信号(整相加算出力データ)を示している。

【0061】

整相加算出力データ101は、図7のようにして得られた超音波エコー信号群 g_{53} にもと

50

づいて得られる整相加算後の8つの超音波エコー・データを示している。

【0062】

この実施例では、図4に示すように集束位置41が観測位置42よりも一方向と反対側（左側）にずれている状態においても同一の超音波振動子22 - 28から超音波パルス43が8回送信される。これにより、整相加算後の超音波エコー信号群g52が8つ得られる。

【0063】

これにより、図17に示すように、8つの超音波エコー信号群g52にもとづいて得られる8つの整相加算出力データ102が得られる。

【0064】

さらに、図8に示すように集束位置41が観測位置42よりも一方向側（右側）にずれている状態においても同一の超音波振動子24 - 30から超音波43が8回送信される。これにより、整相加算後の超音波エコー信号群g54が8つ得られる。

【0065】

これにより、図17に示すように、8つの超音波エコー信号群g54にもとづいて得られる8つの整相加算出力データ103が得られる。

【0066】

この実施例では、合計24の整相加算出力データが得られることとなる。

【0067】

観測対象位置42における速度を算出する場合、算出される速度の精度を高めるためには、観測対象位置42に超音波パルス43を送信する回数を増やす必要がある。これに対して、図6に示すように、集束位置41と観測対象位置42とが一方向においてずれの無い場合に得られる超音波エコー信号のみから整相加算出力データを得る場合には、超音波振動子23 - 29からの超音波パルス43の送信が24回必要である（図6に示す場合だけでなく、図4、図8などに示す場合にも超音波パルス43の送信を24回行うこととなる。）。このような繰り返し送信回数が多くなると、比較的時間がかかってしまう。この実施例においては、図6に示すように、集束位置41と観測対象位置42とが一方向においてずれの無い場合に得られる超音波エコー信号71 - 77だけでなく、図4および図8に示すように、集束位置41と観測対象位置42とが位置方向においてずれている場合に得られる超音波エコー信号70 - 76および72 - 78も利用するので、図4に示すように超音波振動子22 - 28から8回の超音波パルス43の送信、図6に示すように超音波振動子23 - 29から8回の超音波パルス43の送信、図8に示すように超音波振動子24 - 30から8回の超音波パルス43の送信をすることにより合計24の整相加算出力データ101、102および103が得られることとなる。速度算出までの時間が短縮される。

【0068】

整相加算出力データ101は、検波処理装置12の中の直交検波回路90に入力する。直交検波回路90において、図17に示すように、8つの実部検波データ111および8つの虚部検波データ112が得られる。同様に、整相加算出力データ102も直交検波回路90に入力し、8つの実部検波データ113および8つの虚部検波データ114が得られる。さらに、整相加算出力データ103も直交検波回路90に入力し、8つの実部検波データ115および8つの虚部検波データ116が得られる。

【0069】

これらの実部検波データ111、113および115は、LPF（ロー・パス・フィルタ）91において高周波数成分が除去されて検波処理装置12から出力する。また、虚部検波データ112、114および116は、LPF（ロー・パス・フィルタ）92において高周波数成分が除去されて検波処理装置12から出力する。

【0070】

検波処理装置12から出力された実部検波データ111、113および115は、ドブラ演算装置13の自己相関回路93に入力する。自己相関回路93において、8つの実部検波データ111から自己相関演算が行なわれ、図18に示すように7つの実部自己相関出力データ121が得られる。同様に、自己相関回路93において8つの実部検波データ113および8つの実部検波デ

10

20

30

40

50

ータ115からそれぞれ自己相関演算が行なわれ、図18に示すように7つの実部自己相関出力データ123および7つの実部自己相関出力データ125が得られる。

【0071】

また、検波処理装置12から出力された虚部検波データ112、114および116は、ドブラ演算装置13の自己相関回路93に入力する。自己相関回路93において、8つの虚部検波データ112から自己相関演算が行なわれ、図18に示すように7つの虚部自己相関出力データ122が得られる。同様に、自己相関回路92において8つの虚部検波データ114および8つの虚部検波データ116からそれぞれ自己相関演算が行なわれ、図18に示すように7つの虚部自己相関出力データ124および7つの虚部自己相関出力データ126が得られる。

【0072】

自己相関回路93から出力された実部自己相関出力データ121、123および125は、平均化回路94に入力し平均化される。平均化回路94において、図6に示すように集束位置41と観測対象位置42との位置ずれが無い超音波エコー信号群g53にもとづいて得られる実部自己相関出力データ121の重み付けが、図4および図8に示すように集束位置41と観測位置42との位置ずれがある超音波エコー信号群g52およびg54にもとづいて得られる実部自己相関出力データ123および125の重み付けよりも高くなるようにして平均化処理が行われるようにしてもよい。図6に示すように集束位置41と観測位置42との位置ずれが無い超音波エコー信号群g53にもとづいて得られる実部自己相関出力データ121の方が、図4および図8に示すように集束位置41と観測位置42との位置ずれがある超音波エコー信号群g52およびg54にもとづいて得られる実部自己相関出力データ123および125よりも信頼度が高いからである。

【0073】

また、自己相関回路93から出力された虚部自己相関出力データ122、124および126は、平均化回路95に入力し平均化される。平均化回路95においても、平均化回路94と同様に、図6に示すように集束位置41と観測位置42との位置ずれが無い超音波エコー信号群g53にもとづいて得られる虚部自己相関出力データ122の重み付けが、図4および図8に示すように集束位置41と観測位置42との位置ずれがある超音波エコー信号群g52およびg54にもとづいて得られる虚部自己相関出力データ124および126の重み付けよりも高くなるようにして平均化処理が行われるようにしてもよい。

【0074】

平均化回路94において平均化された実部自己相関出力データおよび平均化回路95において平均化された虚部自己相関出力データは、 \tan^{-1} （アーク・タンジェント）回路96に入力し、図13の下図に示すように、ドブラ周波数を表わすデータ（ドブラ偏移信号）131が得られる。ドブラ周波数を表わすデータは、速度算出回路97に与えられることにより観測対象位置42における速度を表わすデータが得られる。この速度を表わすデータがドブラ演算装置13の出力データとなり、DSC（デジタル・スキャン・コンバータ）14に入力する。

【0075】

DSC14において、通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像データにラスタ変換される。DSC14から出力された画像データは、画像作成装置15において、階調処理等の画像処理が行われる。画像作成装置15から出力された画像データは表示制御装置17に与えられ、表示装置18の表示画面にカラー・モードの超音波画像が表示されることとなる。画像作成装置15から出力された画像データは画像メモリ16にも与えられ、画像メモリ16に、超音波画像を表わす画像データが記憶される。画像メモリ16に記憶された画像データが表示制御装置17に与えられることにより、超音波画像が表示装置18の表示画面に表示される。

【0076】

上述の実施例においては、図4、図6および図8に示す状態において、それぞれ8回ずつ超音波パルス43が送信されているが、異なる時間において送信された超音波パルス43にもとづいて、観測対象位置42から複数の超音波エコー信号が得られれば8回に限らない。

10

20

30

40

50

たとえば、図6に示す超音波エコー信号群 g_{53} と、図2、図4、図8および図10に示す超音波エコー信号群 g_{51} 、 g_{52} 、 g_{54} および g_{55} のうち少なくとも一つの超音波エコー信号と、を用いてドプラ偏移信号を生成することもできる。また、図4および図8に示すように、集束位置41と観測対象位置42との位置ずれが最も少ない超音波エコー信号群 g_{52} および g_{54} について位置ずれ補正された超音波エコー信号と位置ずれが無い超音波エコー信号とのそれぞれについて自己相関演算を行いドプラ偏移信号を生成している。しかしながら、図2および図8に示すように、集束位置41と観測対象位置42との位置ずれが相対的に大きい超音波エコー信号群 g_{51} および g_{55} について位置ずれ補正された超音波エコー信号を用いて自己相関演算を行いドプラ偏移信号を生成してもよい。さらに、上述の実施例では、超音波43を送信する超音波振動子は7つであるが、7つに限らず、他の数、たとえば、1つでもよい。

10

【0077】

図19は、観測対象位置42の速度を表わすデータが得られるまでの流れを示している。

【0078】

同一の超音波振動子からの超音波パルス43の送信のうち第 m 回目の送信であり、超音波43を送信する超音波振動子が複数の場合の中央の超音波振動子の順番の番号を n (超音波43を送信する超音波振動子が一つの場合には、その超音波振動子の順番の番号) とした場合の超音波エコー信号を $E(m, n(n))$ とする。上述したように、超音波プローブ6 (超音波振動子) から超音波43の送信回数が M (上述の実施例では、 $M=8$)、超音波振動子の数が N の場合には、超音波エコー・データ記憶装置9には、 $M \times N$ 分の超音波エコー信号が記憶されることとなる。但し、 $m=1 \sim M$ 、 $n=1 \sim N$ 。

20

【0079】

n 番目の超音波振動子が中央となるような超音波振動子から超音波パルス43が送信された場合の超音波エコー信号 $E(m, n(n))$ が超音波エコー・データ記憶装置9から読み取られる。超音波エコー・データ記憶装置9からは、図6に示す超音波エコー信号群 g_{53} が読み取られることとなる。また、その n 番目の超音波振動子の両隣の超音波振動子、すなわち、 $n-1$ 番目および $n+1$ 番目の超音波振動子から超音波が送信された場合の超音波エコー信号も超音波エコー・データ記憶装置9から読み取られる。超音波エコー・データ記憶装置9からは、図5および図9に示す超音波エコー信号群 g_{52} および g_{54} が読み取られることとなる。読み取られた超音波エコー信号群が超音波エコー・データ処理装置10に入力され、上述したように、図7に示す超音波エコー信号群 g_{53} については遅延時間補正が行なわれ、遅延時間補正が行なわれた超音波エコー信号 $E(m, n(n))$ が得られる。また、図5および図9に示す超音波エコー信号群 g_{52} および g_{54} については位置ずれ補正および遅延時間補正が行なわれ、超音波エコー信号 $E(m, n(n-1))$ および $E(m, n(n+1))$ が得られる。

30

【0080】

これらの超音波エコー信号 $E(m, n(n))$ 、 $E(m, n(n-1))$ および $E(m, n(n+1))$ が上述のように整相加算装置11に与えられる。図10に示すように整相加算が行なわれ、整相加算された超音波エコー信号 $Rf(m, n(n))$ 101、 $Rf(m, n(n-1))$ 102 および $Rf(m, n(n+1))$ 103 が得られる (図12参照)。

40

【0081】

整相加算された超音波エコー信号 $Rf(m, n(n))$ 101、 $Rf(m, n(n-1))$ 102 および $Rf(m, n(n+1))$ 103 が上述のように検波処理装置12に与えられる。検波処理装置12において、上述のように直交検波が行われ、実部検波データ $I(m, n(n))$ 111、 $I(m, n(n-1))$ 113 および $I(m, n(n+1))$ 115 ならびに虚部検波データ $Q(m, n(n))$ 112、 $Q(m, n(n-1))$ 114 および $Q(m, n(n+1))$ 116 が得られる (図17参照)。

【0082】

直交検波された実部検波データ $I(m, n(n))$ 111、 $I(m, n(n-1))$ 113 および $I(m, n(n+1))$ 115 ならびに虚部検波データ $Q(m, n(n))$ 112、 $Q(m$

50

, $n(n-1)$ 114および $Q(m, n(n+1))$ 116がドブラ演算装置13に与えられ、速度を表わすデータ $V(n)$ が得られる。

【0083】

上述の実施例は、カラー・モードについてのものであるが、超音波診断装置1は、Bモードの断層像も表示できる。

【0084】

Bモードの画像を表示する場合には、検波処理装置12からの出力データは、ドブラ演算装置13を単に通過してDSC(デジタル・スキャン・コンバータ)14に与えられる。DSC14において、通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像データにラスタ変換される。DSC14から出力された画像データは、画像作成装置15において、階調処理等の画像処理が行われる。画像作成装置15から出力された画像データは表示制御装置17に与えられ、表示装置18の表示画面に超音波画像が表示されることとなる。画像作成装置15から出力された画像データは画像メモリ16にも与えられ、画像メモリ16に、超音波画像を表わす画像データが記憶される。画像メモリ16に記憶された画像データが表示制御装置17に与えられることにより、超音波画像が表示装置18の表示画面に表示される。

10

【0085】

さらに、この実施例では、Bモード画像とカラー・モード画像とを合成した画像を表示することもできる。

【0086】

図20は、Bモード画像とカラー・モード画像とから合成画像を生成する様子を示している。

20

【0087】

Bモード画像140が得られ、Bモード画像140を表わす画像データは画像メモリ16に一時的に記憶される。Bモード画像140には、血管の画像142と血管の周囲の画像141および143が現れている。Bモード画像140は白黒である。カラー・モード画像145は、血流を速度で示すもので、カラーである。速度に応じてカラーの色の濃さが変わる。

【0088】

Bモード画像140とカラー・モード画像145とが画像メモリ16において合成されることにより、合成画像150が得られる。このような合成画像150が表示装置18の表示画面に表示される。

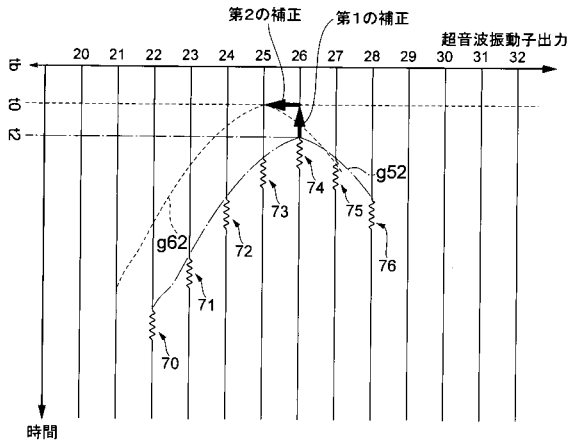
30

【符号の説明】

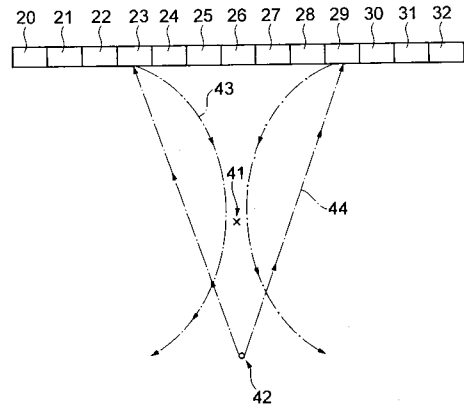
【0089】

- 2 制御装置(駆動手段)
- 6 超音波プローブ(音響波プローブ)
- 10 超音波エコー・データ処理装置(位置ずれ補正手段, 遅延時間補正手段)
- 13 ドブラ演算装置(ドブラ演算手段)
- 20 - 32 超音波振動子(音響波振動子)

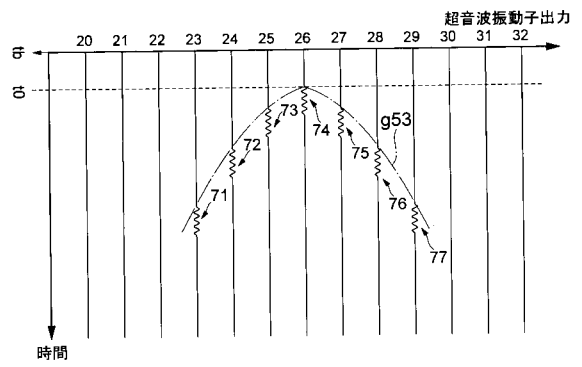
【 図 5 】



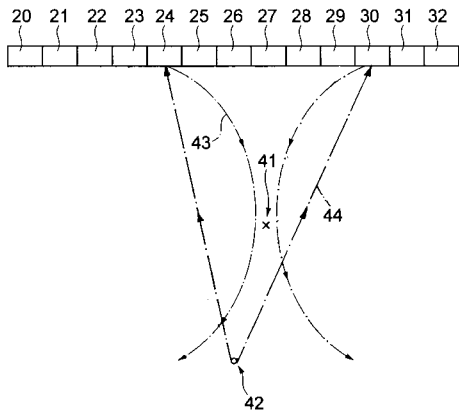
【 図 6 】



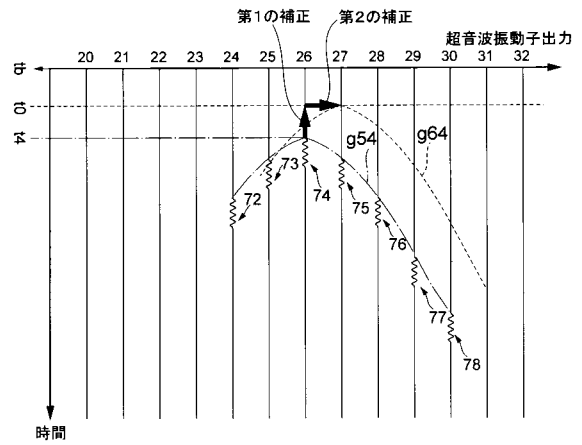
【 図 7 】



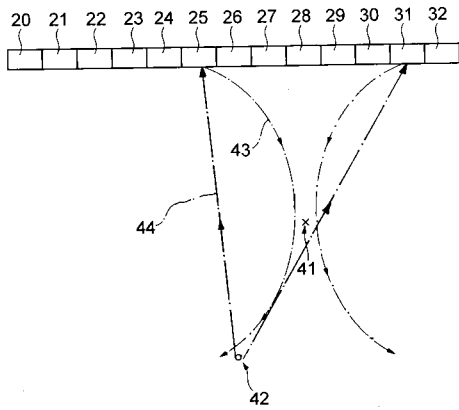
【 図 8 】



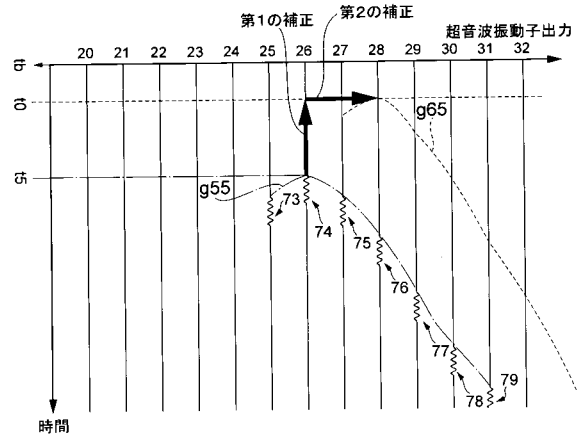
【 図 9 】



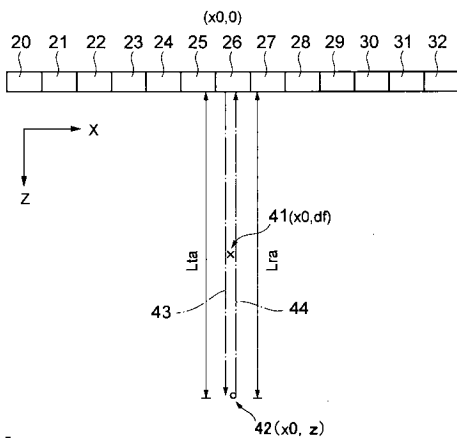
【 図 1 0 】



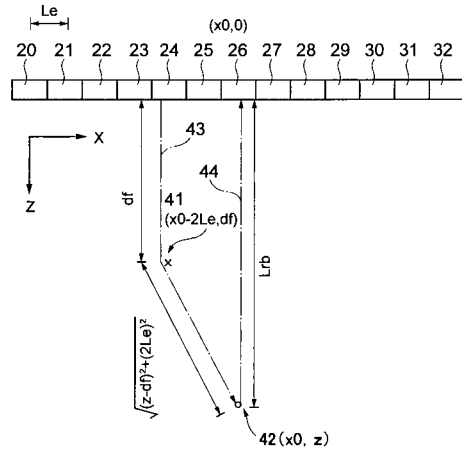
【 図 1 1 】



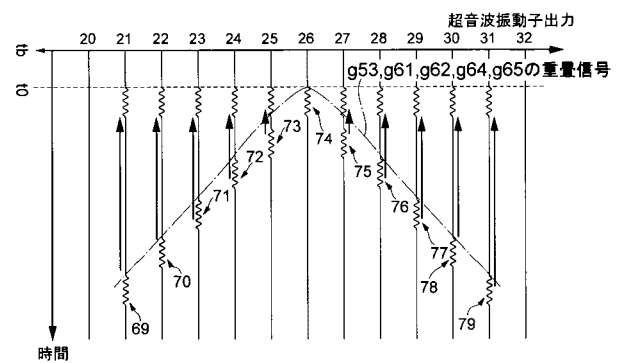
【 図 1 2 】



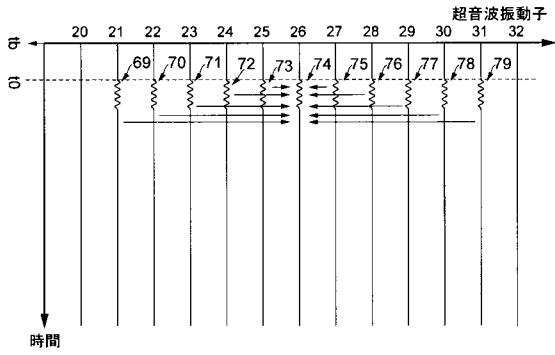
【 図 1 3 】



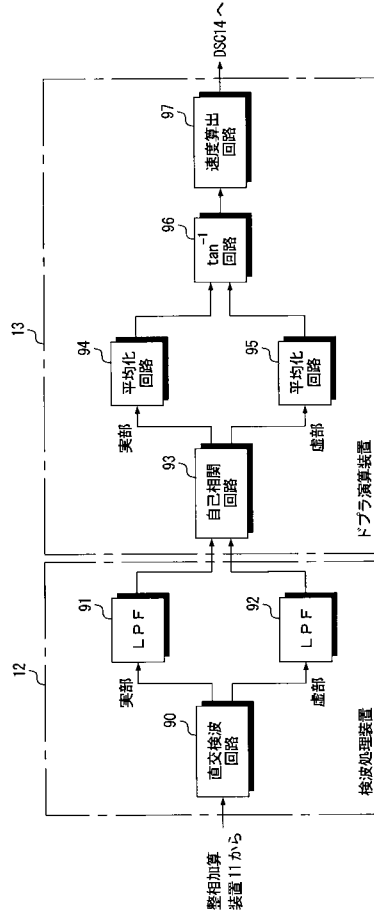
【 図 1 4 】



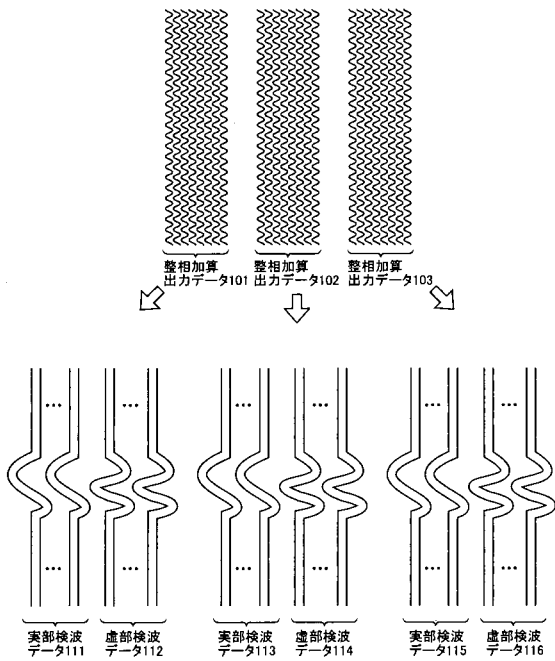
【 図 1 5 】



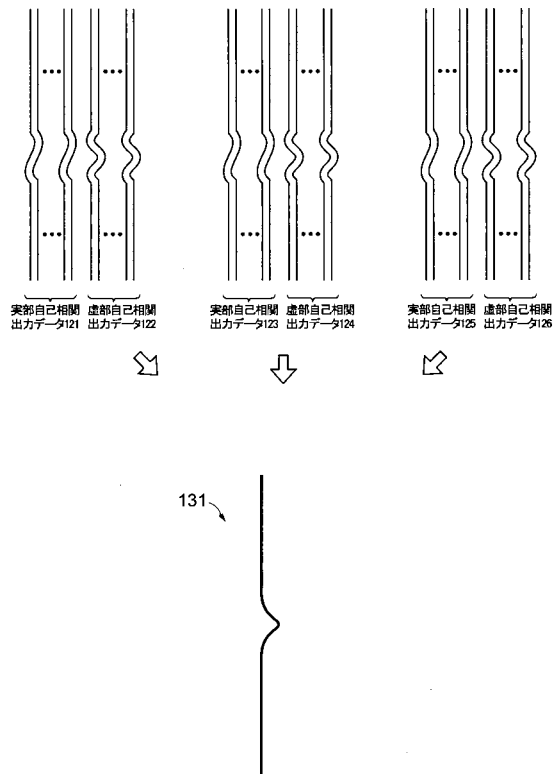
【 図 1 6 】



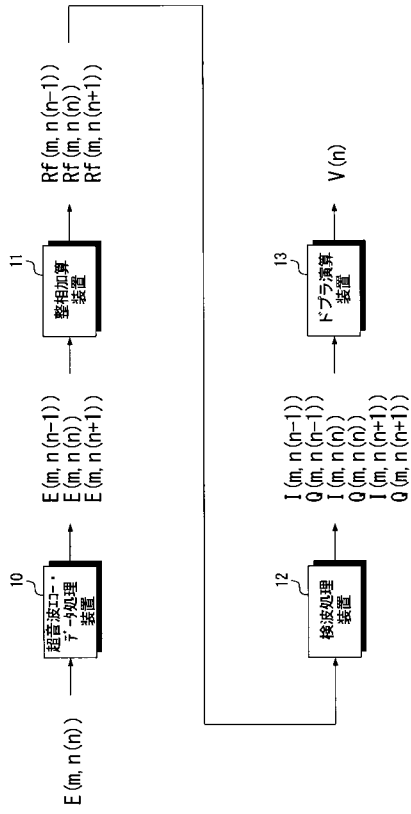
【 図 1 7 】



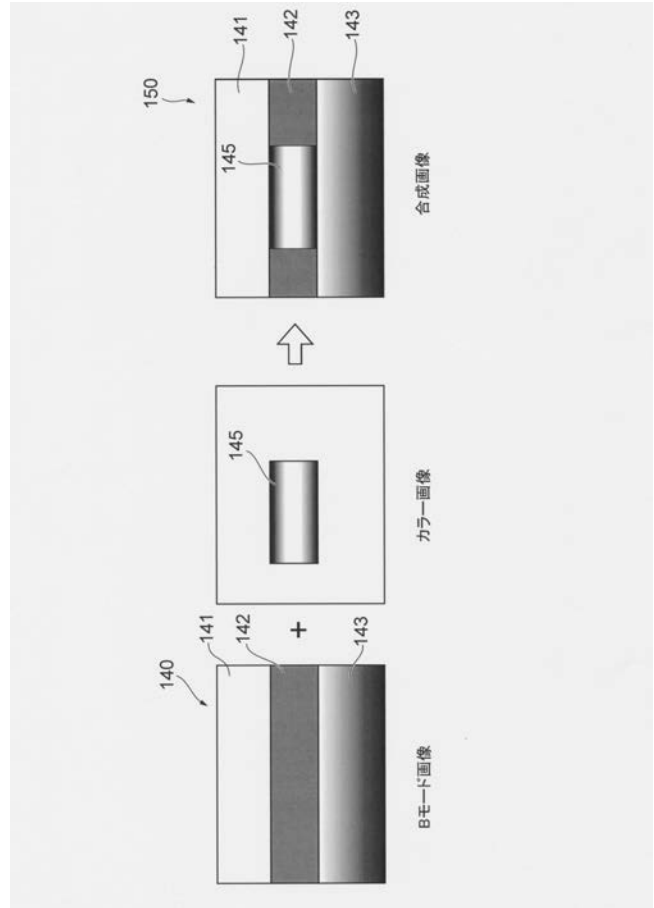
【 図 1 8 】



【図 19】



【図 20】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/068342
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/06(2006.01) i		
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) A61B8/00-8/15		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 7-303644 A (Fujitsu Ltd.), 21 November 1995 (21.11.1995), paragraphs [0005] to [0036], [0051], [0070] to [0075], [0137] to [0156]; fig. 7 to 10, 38 to 39 & US 5462058 A & DE 19500856 A1	1-14
Y	JP 2014-30715 A (Fujifilm Corp.), 20 February 2014 (20.02.2014), paragraphs [0009], [0049] to [0083]; fig. 1 to 7 & US 2015/0141831 A1 & WO 2014/010683 A1	1-14
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family 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 application or patent 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 14 September 2015 (14.09.15)		Date of mailing of the international search report 29 September 2015 (29.09.15)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/068342

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 10-99333 A (Toshiba Medical Systems Engineering Co., Ltd.), 21 April 1998 (21.04.1998), paragraphs [0059] to [0062] & US 5910118 A	4-5, 11-12
A	JP 7-246205 A (Aloka Co., Ltd.), 26 September 1995 (26.09.1995), paragraphs [0002] to [0007] (Family: none)	1-14
A	JP 2014-79569 A (Fujifilm Corp.), 08 May 2014 (08.05.2014), paragraphs [0020] to [0087]; fig. 1 to 7 & US 2015/0196280 A1 & WO 2014/050752 A1	1-14

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 6 8 3 4 2									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/06(2006.01) i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00-8/15											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2015年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2015年	日本国実用新案登録公報	1996-2015年	日本国登録実用新案公報	1994-2015年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2015年										
日本国実用新案登録公報	1996-2015年										
日本国登録実用新案公報	1994-2015年										
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
Y	JP 7-303644 A (富士通株式会社) 1995. 11. 21, 段落 5-36、51、70-75、137-156、図 7-10、38-39 & US 5462058 A & DE 19500856 A1	1-14									
Y	JP 2014-30715 A (富士フイルム株式会社) 2014. 02. 20, 段落 9、49-83、図 1-7 & US 2015/0141831 A1 & WO 2014/010683 A1	1-14									
Y	JP 10-99333 A (東芝医用システムエンジニアリング株式会社) 1998. 04. 21, 段落 59-62 & US 5910118 A	4-5, 11-12									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 14. 09. 2015		国際調査報告の発送日 29. 09. 2015									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 樋熊 政一 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4460								

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2015/068342

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 7-246205 A (アロカ株式会社) 1995.09.26, 段落 2-7 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 2014-79569 A (富士フイルム株式会社) 2014.05.08, 段落 20-87、図 1-7 & US 2015/0196280 A1 & WO 2014/050752 A1	1-14

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	声波诊断装置及其控制方法		
公开(公告)号	JPWO2016017331A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2016538223	申请日	2015-06-25
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	今井睦朗		
发明人	今井 睦朗		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/4254 A61B8/461 A61B8/488 A61B8/5207 G01S7/52026 G01S15/8915 G01S15/8988		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE08 4C601/GB04 4C601/JB38 4C601/JB41 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/LL07		
优先权	2014156049 2014-07-31 JP		
其他公开文献	JP6364084B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种声波诊断设备和用于控制声波诊断设备的方法，其缩短了直到获得彩色图像为止的时间。在超声探头中包括的多个超声换能器（20-32）中，在顺序地更新要被驱动的超声换能器的同时，更新聚焦在聚焦位置（41）的超声脉冲（43）。使相同的超声换能器（22-28）执行从超声换能器向被检体的相同方向多次发射的处理。通过在超声换能器（22-28）处的观察目标位置（42）处接收超声回波44来获得声波回波信号组。从其中校正了基于聚焦位置（41）和观察目标位置（42）之间的位置的声波回波信号组的位置偏差的信号和没有位置偏差的超声回波信号，进行自相关计算。然后，产生指示观察目标位置的速度的多普勒频移信号（42）。

