

(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2013-188236  
(P2013-188236A)

(43) 公開日 平成25年9月26日(2013.9.26)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F I  
A61B 8/00

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 29 頁)

(21) 出願番号 特願2010-152572(P2010-152572)  
(22) 出願日 平成22年7月5日(2010.7.5)

(71) 出願人 303000420  
コニカミノルタエムジー株式会社  
東京都日野市さくら町1番地  
(74) 代理人 100090033  
弁理士 荒船 博司  
(72) 発明者 加藤 美樹  
東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ  
ルタエムジー株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 BB02 EE04 JB31 JB40 JC04  
JC16 KK12 LL38

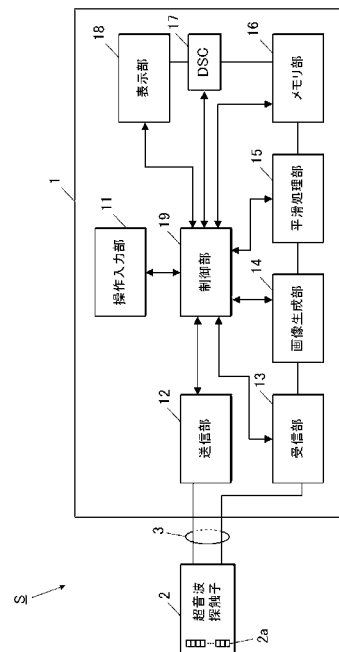
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】簡素な処理で被検体の動きに伴う残像の低減及び被検体の輝度低下を抑制してフレームアベレーシングを行うことができる超音波診断装置及びプログラムを提供する。

【解決手段】平滑処理部15は、画像処理部14によって生成された、フレームの異なる複数の画像データ間で輝度情報の平滑化を行って平滑化画像データを得る。そして、表示部18は、平滑処理部15によって得られた平滑化画像データに基づいて超音波診断画像の表示を行う。そして、平滑処理部15は、フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分を判定して動体部分を検出する。そして、平滑処理部15は、検出した動体部分に対応する部分の輝度情報については、輝度情報の平滑化におけるフレームの異なる複数の画像データの輝度情報のそれぞれの混合比率を、動体部分以外に対応する部分とは異ならせる。

【選択図】図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する振動子を有する超音波探触子と、

前記振動子に駆動信号を供給する送信部と、

前記振動子から出力された受信信号を受信する受信部と、

前記受信部によって受信した前記受信信号から画像の輝度を示す輝度情報に変換した画像データを生成する画像処理部と、

前記画像処理部によって生成された、フレームの異なる複数の画像データ間で輝度情報の平滑化を行って平滑化画像データを得る平滑処理部と、

前記平滑処理部によって得られた前記平滑化画像データに基づいて超音波診断画像の表示を行う表示部と、

を備え、

前記平滑処理部は、前記フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分を判定して動体部分を検出し、該検出した動体部分に対応する部分の輝度情報については、前記輝度情報の平滑化における前記フレームの異なる複数の画像データの輝度情報のそれぞれの混合比率を、前記動体部分以外に対応する部分とは異ならせることを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記平滑処理部は、平滑化の対象である画像データのうちの少なくとも最新のフレームの画像データにおける輝度情報に対して帯域制限フィルタ処理による平滑化を行った後、前記フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分の判定を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 3】**

前記平滑処理部は、前記検出した動体部分に対応する部分の輝度情報については、前記輝度情報の平滑化を行わず、最新のフレームの画像データにおける輝度情報を前記平滑化画像データとして使用することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記平滑処理部は、前記検出した動体部分に対応する部分の前記最新のフレームの画像データにおける輝度情報について帯域制限フィルタ処理による平滑化を行い、該平滑化した輝度情報を前記平滑化画像データとして使用することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 5】**

前記平滑処理部は、前記フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分が所定の動体判定値であるか否かを判定することによって動体部分の検出を行うとともに、前記動体判定値を変更可能としたことを特徴とする請求項 1 ~ 4 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記平滑処理部は、前記フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分が所定の動体判定値であるか否かを判定することにより動体部分の検出を行い、前記フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分が所定の静体判定値であるか否かを判定することにより静体部分の検出を行い、該検出した静体部分に対応する部分の輝度情報については、前記フレームの異なる複数の画像データ間での輝度情報の平滑化を行い、前記フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分が前記動体判定値と前記静体判定値の何れでもないときは、前記フレームの異なる複数の画像データ間での輝度情報の平滑化を行うとともに、該平滑化された輝度情報と、前記最新のフレームの画像データにおける輝度情報とでさらに平滑化を行って得た輝度情報を、前記平滑化画像データとして使用することを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断装置。

40

**【請求項 7】**

前記平滑制御部は、前記動体判定値及び前記静体判定値の少なくとも何れかについて変

50

更可能としたことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する振動子を有する超音波探触子を有する超音波診断装置に設けられたコンピュータを、

前記受信信号から画像の輝度を示す輝度情報に変換された、フレームの異なる複数の画像データ間で輝度情報の平滑化を行って平滑化画像データを得るとともに、前記フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分を判定して動体部分を検出し、該検出した動体部分に対応する部分の輝度情報については、前記輝度情報の平滑化における前記フレームの異なる複数の画像データの輝度情報のそれぞれの混合比率を、前記動体部分以外に対応する部分とは異ならせる平滑処理手段として機能させるためのプログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、多数の振動子（トランスデューサ）を配列して備える振動探触子（プローブ）を有し、生体等の被検体に対して超音波の送受信を行い、受信した超音波から得られたデータに基づいて超音波画像データをフレーム毎に生成し、これを画像表示装置に表示する超音波診断装置が知られている。

20

【0003】

このような超音波診断装置において、表示画面上に現れるノイズ（ランダムノイズ）を除去するため、超音波画像に対してフレームアベレーシングを行うものが知られている（例えば、特許文献 1）。これは、特に超音波などの微弱信号を画面上で観察する場合に、余計なアーチファクトを発生させことなく S / N（Signal-Noise ratio）の改善が可能であるため、広く利用されている。

【0004】

そして、従来から使用されるフレームアベレーシングの手法として「単純フレームアベレーシング」が知られている。

30

この手法は、n 枚のフレーム画像データを記憶するためのフレームメモリを用意し、このフレームメモリに記憶された n 枚のフレーム画像データを単純加算平均することによって平滑化された超音波画像データを得るものである。

具体的には、例えば、3 枚のフレーム画像データについて単純フレームアベレーシングを行う場合には、図 18 に示すような処理を行う。ここで、図 18（a）～（c）は、フレームメモリに記憶された、受信した超音波に基づいて得られた 1 フレーム毎の画像データをそれぞれ模式的に示したものであり、各画像には動体 M が表されている。そして、動体 M はフレーム毎に移動しており、その各位置をそれぞれ  $M_{10}$ 、 $M_{20}$ 、 $M_{30}$  によって示している。また、ここで、背景は輝度 0 とし、動体  $M_{10}$ 、 $M_{20}$ 、 $M_{30}$  はそれぞれ輝度 255 とする。そして、以上のように構成された、図 18（a）～（c）に示される 3 枚のフレーム画像の画像データを加算して平均を取ると、図 18（d）に示すように、動体  $M_{31}$  及び残像  $M_{11}$ 、 $M_{21}$  についてそれぞれ輝度 85 にて表された画像データが得られる。

40

この手法によれば、n 枚のフレームにおいて発生したランダムノイズが他の画像と全く相関のないものであれば、n 枚のフレーム画像の単純加算平均を取った場合、信号成分は n 倍となり、ノイズ成分は n 倍となるため、S / N は、

$$n / n = n$$

だけ改善することとなる。

【0005】

しかしながら、このような「単純フレームアベレーシング」の手法は、以下のような問

50

題があることが知られている。

【 0 0 0 6 】

すなわち、 $n$  枚のフレーム画像データを記憶させるためのメモリが必要であり、コスト高の要因となっている。

また、 $n$  枚のフレーム画像データを加算処理する時間が必要であることから、フレームレートの低下の要因となる。これにより、超音波画像の表示タイミングが、ユーザによる振動探触子の手技と一致せず、正確な診断の妨げとなる。

また、 $n$  枚のフレーム画像を加算平均することから、観測物体が動いて表示される場合には、図 1 8 ( d ) に示されるような  $n$  個の残像が発生するなど、残像が発生しやすくなる。これらの残像は、診断を行う部位によってはアーチファクトとなるため、正確な診断の妨げとなる。

また、図 1 8 ( d ) に示すように、観測物体を表示するための輝度が  $1/n$  になるなど、観測物体の輝度が低下しやすくなる。そのため、コントラストが低下し、画質を低下させるものとなる。

【 0 0 0 7 】

一方、他のフレームアベレージングの手法として、例えば、図 1 9 に示すように、過去 1 フレームの画像データ ( a ) と最新のフレームの画像データ ( b ) とを平均加算し、これを表示画像データ ( c ) とした上で生成された画像データをフレームメモリに記憶し、次のフレームにおいて、フレームメモリに記憶された画像データ ( c ) と新しいフレームの画像データ ( d ) とを平均加算し、これを表示画像データ ( e ) とし、以後、これを繰り返す「リカーシブ ( Recursive ) 型フレームアベレージング」という手法も知られている。

より具体的には、例えば、3 枚のフレーム画像データについてフレームアベレージングを行う場合には、図 2 0 に示すような処理を行う。ここで、図 2 0 ( a ) ~ ( c ) は、受信した超音波に基づいて得られた 1 フレーム毎の画像データをそれぞれ模式的に示したものであり、各画像には動体 M が示されている。そして、動体 M はフレーム毎に移動しており、その各位置をそれぞれ  $M_{40}$ 、 $M_{50}$ 、 $M_{60}$  によって示している。また、ここで、背景は輝度 0 とし、動体  $M_{40}$ 、 $M_{50}$ 、 $M_{60}$  はそれぞれ輝度 2 5 5 とする。先ず、図 2 0 ( a ) に示されるフレーム画像の画像データがフレームメモリに記憶されており、図 2 0 ( b ) に示されるフレーム画像データが取得されると、図 2 0 ( a ) と ( b ) にそれぞれ示されるフレーム画像の画像データを加算平均し、図 2 0 ( d ) に示すように、動体  $M_{51}$ 、残像  $M_{41}$  についてそれぞれ輝度 1 2 8 にて表された画像データが得られる。そして、図 2 0 ( c ) に示されるフレーム画像データが取得されると、図 2 0 ( c ) と ( d ) にそれぞれ示されるフレーム画像の画像データを加算平均し、図 2 0 ( e ) に示すように、動体  $M_{62}$  については輝度 1 2 8 にて表され、残像  $M_{42}$ 、残像  $M_{52}$  についてはそれぞれ輝度 6 4 にて表された画像データが得られる。

この手法によれば、保持に必要な画像データが 1 フレーム分で済むため、メモリ量を少なくすることができ、コストの低減が図れる。また、2 フレーム分の加算平均処理で済むため、処理時間及び処理負荷が軽減される。また、フレームアベレージングが行われる毎に残像の輝度が減少されるので、残像が目立ちにくくなり、画質の向上が図れるようになる。また、フレームアベレージングが行われるほど、ノイズ低減効果が上述した単純フレームアベレージングよりも大きくなる。

また、図 2 1 に示すように、過去 1 フレームの画像データよりも最新のフレームの画像データの方に重み付け量を大きくして上述したリカーシブ型フレームアベレージングを行うことにより、残像の輝度を早く低減させることができるようになる。すなわち、図 2 1 ( a ) と ( b ) とにそれぞれ示されるフレーム画像の重み付け比率を 1 : 3 として加算した場合は、図 2 1 ( d ) に示されるように、動体  $M_{81}$  の輝度は 1 9 2 となり、残像  $M_{71}$  の輝度は 6 4 となる。そして、図 2 1 ( d ) と ( c ) とにそれぞれ示されるフレーム画像の重み付け比率を同様に 1 : 3 として加算すると、図 2 1 ( e ) に示されるように、動体  $M_{92}$  の輝度は 1 9 2 となり、残像  $M_{82}$  の輝度は 4 8 となり、残像  $M_{72}$  の輝度は 1

10

20

30

40

50

6 となり、残像の輝度の低下量が大きくなる。

【0008】

しかしながら、このような「リカーシブ型フレームアベレーシング」の手法についても、以下のような問題があることが知られている。

【0009】

すなわち、動体の輝度については、図20及び図21に示すように、フレーム画像データの加算の際の重み付け量に応じた分だけ低下してしまい、例えば、図20に示す例では、各フレームについて重み付け量をそれぞれ1/2とした場合には、動体の輝度は1/2となってしまう。その結果、画質の低下の要因となってしまう。

【0010】

そこで、このような問題を解決するものとして、フレームアベレーシングを行った際の被検体の動きの影響（残像）を除去するために、複数のメモリに記憶されたデータを用いて、被検体の動きを検出し、その検出結果を用いて、被検体の動きに基づく複数のメモリ間のデータの位置ずれを補正するようにした超音波診断装置がある（例えば、特許文献2）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【特許文献1】特開平7-134772号公報

【特許文献2】特開2009-39428号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

しかしながら、上記特許文献2に記載の超音波診断装置では、複数のメモリに記憶されたデータに対して相関処理を行って被検体の動きの検出を行っているので、残像の低減及び被検体の輝度低下の抑制が図れるが、処理が複雑であり、処理時間及び処理負荷が大きくなる。

【0013】

本発明の課題は、簡素な処理で被検体の動きに伴う残像の低減及び被検体の輝度低下を抑制してフレームアベレーシングを行うことができる超音波診断装置及びプログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0014】

以上の課題を解決するため、請求項1に記載の発明は、超音波診断装置において、  
 駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する振動子を有する超音波探触子と、  
 前記振動子に駆動信号を供給する送信部と、  
 前記振動子から出力された受信信号を受信する受信部と、  
 前記受信部によって受信した前記受信信号から画像の輝度を示す輝度情報に変換した画像データを生成する画像処理部と、  
 前記画像処理部によって生成された、フレームの異なる複数の画像データ間で輝度情報の平滑化を行って平滑化画像データを得る平滑処理部と、  
 前記平滑処理部によって得られた前記平滑化画像データに基づいて超音波診断画像の表示を行う表示部と、  
 を備え、

前記平滑処理部は、前記フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分を判定して動体部分を検出し、該検出した動体部分に対応する部分の輝度情報については、前記輝度情報の平滑化における前記フレームの異なる複数の画像データの輝度情報のそれぞれの混合比率を、前記動体部分以外に対応する部分とは異ならせることを特徴とする。

【0015】

10

20

30

40

50

請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記平滑処理部は、平滑化の対象である画像データのうちの少なくとも最新のフレームの画像データにおける輝度情報に対して帯域制限フィルタ処理による平滑化を行った後、前記フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分の判定を行うことを特徴とする。

【0016】

請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置において、

前記平滑処理部は、前記検出した動体部分に対応する部分の輝度情報については、前記輝度情報の平滑化を行わず、最新のフレームの画像データにおける輝度情報を前記平滑化画像データとして使用することを特徴とする。

10

【0017】

請求項 4 に記載の発明は、請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記平滑処理部は、前記検出した動体部分に対応する部分の前記最新のフレームの画像データにおける輝度情報について帯域制限フィルタ処理による平滑化を行い、該平滑化した輝度情報を前記平滑化画像データとして使用することを特徴とする。

【0018】

請求項 5 に記載の発明は、請求項 1 ~ 4 の何れか一項に記載の超音波診断装置において、

前記平滑処理部は、前記フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分が所定の動体判定値であるか否かを判定することによって動体部分の検出を行うとともに、前記動体判定値を変更可能としたことを特徴とする。

20

【0019】

請求項 6 に記載の発明は、請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断装置において、

前記平滑処理部は、前記フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分が所定の動体判定値であるか否かを判定することにより動体部分の検出を行い、前記フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分が所定の静体判定値であるか否かを判定することにより静体部分の検出を行い、該検出した静体部分に対応する部分の輝度情報については、前記フレームの異なる複数の画像データ間での輝度情報の平滑化を行い、前記フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分が前記動体判定値と前記静体判定値の何れでもないときは、前記フレームの異なる複数の画像データ間での輝度情報の平滑化を行うとともに、該平滑化された輝度情報と、前記最新のフレームの画像データにおける輝度情報とでさらに平滑化を行って得た輝度情報を、前記平滑化画像データとして使用することを特徴とする。

30

【0020】

請求項 7 に記載の発明は、請求項 6 に記載の超音波診断装置において、

前記平滑制御部は、前記動体判定値及び前記静体判定値の少なくとも何れかについて変更可能としたことを特徴とする。

【0021】

請求項 8 に記載の発明は、駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する振動子を有する超音波探触子を有する超音波診断装置に設けられたコンピュータを、

40

前記受信信号から画像の輝度を示す輝度情報に変換された、フレームの異なる複数の画像データ間で輝度情報の平滑化を行って平滑化画像データを得るとともに、前記フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分を判定して動体部分を検出し、該検出した動体部分に対応する部分の輝度情報については、前記輝度情報の平滑化における前記フレームの異なる複数の画像データの輝度情報のそれぞれの混合比率を、前記動体部分以外に対応する部分とは異なる平滑処理手段として機能させるためのプログラムとしたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0022】

50

本発明によれば、簡素な処理で被検体の動きに伴う残像の低減及び被検体の輝度低下を抑制してフレームアベレーシングを行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。

【図2】超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図3】平滑処理部の機能的構成を示すブロック図である。

【図4】単純フレームアベレーシングを行った場合に生成される画像データについて説明する図である。

【図5】本発明の第1の実施の形態によって生成された画像データについて説明する図である。

10

【図6】最新のフレームにおいて生成された原画像を示す図である。

【図7】単純フレームアベレーシングを行った場合に生成される画像を示す図である。

【図8】本発明の第1の実施の形態によって生成された画像を示す図である。

【図9】第2の実施の形態における超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図10】第2の実施の形態において実行される画像平滑処理について説明する図である。

【図11】第2の実施の形態において実行される画像平滑処理について説明する図である。

【図12】第3の実施の形態における平滑処理部の機能的構成を示すブロック図である。

20

【図13】第4の実施の形態において実行される画像平滑処理について説明する図である。

【図14】第5の実施の形態における平滑処理部の機能的構成を示すブロック図である。

【図15】第5の実施の形態におけるフレームアベレーシングの手法について説明する図である。

【図16】第5の実施の形態における動き検出について説明する図である。

【図17】図16に示される動体の画像の構成について説明する図である。

【図18】従来の超音波診断装置にて実施される単純フレームアベレーシングについて説明する図である。

【図19】従来の超音波診断装置にて実施されるリカーシブ型フレームアベレーシングについて概念的に説明する図である。

30

【図20】従来の超音波診断装置にて実施されるリカーシブ型フレームアベレーシングについて説明する図である。

【図21】従来の超音波診断装置にて実施されるリカーシブ型フレームアベレーシングについて説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

以下、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置について、図面を参照して説明する。ただし、発明の範囲は図示例に限定されない。なお、以下の説明において、同一の機能及び構成を有するものについては、同一の符号を付し、その説明を省略する。

40

【0025】

(第1の実施の形態)

本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置5は、図1及び図2に示すように、図示しない生体等の被検体に対して超音波(送信超音波)を送信するとともに、この被検体で反射した超音波の反射波(反射超音波:エコー)を受信する超音波探触子2と、超音波探触子2とケーブル3を介して接続され、超音波探触子2に電気信号の駆動信号を送信することによって超音波探触子2に被検体に対して送信超音波を送信させるとともに、超音波探触子2にて受信された被検体内からの反射超音波に応じて超音波探触子2で生成された電気信号である受信信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する超音波診断装置本体1とを備えて構成している。

50

## 【0026】

超音波探触子2は、圧電素子からなる振動子2aを備えており、この振動子2aは、例えば、方位方向（走査方向あるいは上下方向）に一次元アレイ状に複数配列されている。本実施の形態では、n個（例えば、128個）の振動子2aを備えた超音波探触子2を用いている。なお、振動子2aは、二次元アレイ状に配列されたものであってもよい。また、振動子2aの個数は、任意に設定することができる。また、本実施の形態では、超音波探触子2について、リニア電子スキャンプローブを採用したが、電子走査方式あるいは機械走査方式の何れを採用してもよく、また、リニア走査方式、セクタ走査方式あるいはコンベックス走査方式の何れの方式を採用することもできる。

## 【0027】

超音波診断装置本体1は、例えば、図2に示すように、操作入力部11と、送信部12と、受信部13と、画像生成部14と、平滑処理部15と、メモリ部16と、DSC（Digital Scan Converter）17と、表示部18と、制御部19とを備えて構成されている。

## 【0028】

操作入力部11は、例えば、診断開始を指示するコマンドや被検体の個人情報等のデータの入力などを行うための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を備えており、操作信号を制御部19に出力する。なお、操作入力部11の入力操作によって、後述する閾値の設定や、空間フィルタの切替設定などを行うことができる。

## 【0029】

送信部12は、制御部19の制御に従って、超音波探触子2にケーブル3を介して電気信号である駆動信号を供給して超音波探触子2に送信超音波を発生させる回路である。また、送信部12は、例えば、クロック発生回路、遅延回路、パルス発生回路を備えている。クロック発生回路は、駆動信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる回路である。遅延回路は、駆動信号の送信タイミングを振動子2a毎に対応した個別経路毎に遅延時間を設定し、設定された遅延時間だけ駆動信号の送信を遅延させて送信超音波によって構成される送信ビームの集束を行うための回路である。パルス発生回路は、所定の周期で駆動信号としてのパルス信号を発生させるための回路である。

## 【0030】

受信部13は、制御部19の制御に従って、超音波探触子2からケーブル3を介して電気信号の受信信号を受信する回路である。受信部13は、例えば、増幅器、A/D変換回路、整相加算回路を備えている。増幅器は、受信信号を、振動子2a毎に対応した個別経路毎に、予め設定された所定の増幅率で増幅させるための回路である。A/D変換回路は、増幅された受信信号をA/D変換するための回路である。整相加算回路は、A/D変換された受信信号に対して、振動子2a毎に対応した個別経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算（整相加算）して音線データを生成するための回路である。

## 【0031】

画像生成部14は、受信部13からの音線データに対して対数増幅や包絡線検波処理などを実施し、Bモード画像データを生成する。Bモード画像データは、受信信号の強さを輝度によって表したものである。このようにして生成されたBモード画像データは、平滑処理部15に送信される。

## 【0032】

平滑処理部15は、詳しくは後述するが、画像生成部14から送信されたBモード画像データと、前フレームにおいて生成されたフレーム画像データとに基づいて輝度情報のフレームアベレージング（平滑化）を行い、その結果得られた画像データ（平滑化画像データ）をメモリ部16に送信する。

## 【0033】

メモリ部16は、例えば、DRAM（Dynamic Random Access Memory）などの半導体メモリによって構成されており、平滑処理部15から送信されたフレームアベレージング後のBモード画像データをフレーム単位で記憶する。すなわち、フレーム画像データとして記憶することができる。そして、記憶されたフレーム画像データは、制御部19の制御に

10

20

30

40

50

従って、D S C 1 7 に送信される。

【 0 0 3 4 】

D S C 1 7 は、メモリ部 1 6 より受信したフレーム画像データをテレビジョン信号の走査方式による画像信号に変換し、表示部 1 8 に出力する。

【 0 0 3 5 】

表示部 1 8 は、L C D (Liquid Crystal Display)、C R T (Cathode-Ray Tube) ディスプレイ、有機 E L (Electronic Luminescence) ディスプレイ及びプラズマディスプレイ等の表示装置である。表示部 1 8 は、D S C 1 7 から出力された画像信号に従って表示画面上に画像の表示を行う。なお、表示装置に代えてプリンタ等の印刷装置等を適用してもよい。

10

【 0 0 3 6 】

制御部 1 9 は、例えば、C P U (Central Processing Unit)、R O M (Read Only Memory)、R A M (Random Access Memory) を備えて構成され、R O M に記憶されているシステムプログラム等の各種処理プログラムを読み出して R A M に展開し、展開したプログラムに従って超音波診断装置 S の各部の動作を集中制御する。

R O M は、半導体等の不揮発メモリ等により構成され、超音波診断装置 S に対応するシステムプログラム及び該システムプログラム上で実行可能な各種処理プログラムや、各種データ等を記憶する。これらのプログラムは、コンピュータが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、C P U は、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。

20

R A M は、C P U により実行される各種プログラム及びこれらプログラムに係るデータを一時的に記憶するワークエリアを形成する。

【 0 0 3 7 】

次に、平滑処理部 1 5 の機能的構成について説明する。

平滑処理部 1 5 は、図 3 に示すように、前フレーム画像メモリ部 5 0 1、水平方向ノイズ除去部 5 0 2、5 0 4、垂直方向ノイズ除去部 5 0 3、5 0 5、加算器 5 0 6、絶対値算出部 5 0 7、閾値設定部 5 0 8、比較部 5 0 9、スイッチ部 5 1 0、重み付け部 5 1 1、5 1 2、加算器 5 1 3、空間フィルタ部 5 1 4、フィルタ切換部 5 1 5 及びスイッチ部 5 1 6 を備えて構成されている。

【 0 0 3 8 】

前フレーム画像メモリ部 5 0 1 は、最新フレームの 1 つ前のフレームにおいて生成された 1 フレーム前のフレーム画像データが記憶されている。

30

【 0 0 3 9 】

平滑処理部 1 5 は、画像生成部 1 4 より B モード画像データが送信されると、所定の順序にて画素毎に入力データ(注目画素(A))として入力し、水平方向ノイズ除去部 5 0 2 において水平方向のノイズ除去処理を行う。水平方向ノイズ除去部 5 0 2 は、水平方向に急峻なノイズの平滑を行うための帯域制限フィルタを掛ける。本実施の形態では、注目画素(A)を中心として、水平方向に $1/8 : 2/8 : 2/8 : 2/8 : 1/8$ の係数を有する L P F (Low-Pass Filter) を掛けて水平方向におけるノイズの除去を行う。なお、本実施の形態では、近隣の画素とともにフィルタリング処理を行うため、水平方向に少なくとも 3 線以上の B モード画像データが平滑処理部 1 5 に入力されたときに水平方向のノイズ除去処理を行うようにしている。

40

【 0 0 4 0 】

続いて、垂直方向ノイズ除去部 5 0 3 は、水平方向のノイズ除去処理が行われた注目画素(A)の画素データに対して垂直方向のノイズ除去処理を行う。垂直方向ノイズ除去部 5 0 3 は、垂直方向に急峻なノイズの平滑を行うための帯域制限フィルタを掛ける。本実施の形態では、注目画素(A)を中心として、垂直方向に $1/8 : 2/8 : 2/8 : 2/8 : 1/8$ の係数を有する L P F を掛けて垂直方向におけるノイズの除去を行う。垂直方向ノイズ除去部 5 0 3 は、ノイズの除去を行った注目画素(A)の画素データを加算器 5 0 6 に出力する。

50

## 【 0 0 4 1 】

一方、平滑処理部 1 5 は、前フレーム画像メモリ部 5 0 1 からフレーム画像データを所定の順序で 1 画素ずつ読み出してこれを注目画素 ( B ) とし、水平方向ノイズ除去部 5 0 4 において水平方向のノイズ除去処理を行う。ここで読みだされる注目画素 ( B ) は、最新のフレームにおける注目画素 ( A ) の位置に対応する位置にある画素となる。例えば、最新のフレームにおける注目画素 ( A ) の位置が  $( x, y ) = ( 1, 1 )$  であれば、注目画素 ( B ) の位置は、1 フレーム前のフレーム画像データにおける  $( x, y ) = ( 1, 1 )$  の位置となる。なお、ノイズ除去の処理方法については、上述した水平方向ノイズ除去部 5 0 2 と同様なので、説明を省略する。

## 【 0 0 4 2 】

続いて、垂直方向ノイズ除去部 5 0 5 は、水平方向のノイズ除去が行われた注目画素 ( B ) の画素データに対して垂直方向のノイズ除去処理を行い、加算器 5 0 6 に出力する。ノイズ除去の処理方法については、上述した垂直方向ノイズ除去部 5 0 3 と同様なので説明を省略する。

## 【 0 0 4 3 】

そして、加算器 5 0 6 は、上述のようにしてノイズの除去が行われた注目画素 ( A ) 及び注目画素 ( B ) の両画素データ間の輝度差分を算出し、絶対値算出部 5 0 7 に出力する。

そして、絶対値算出部 5 0 7 は、加算器 5 0 6 から出力された算出結果の絶対値を求め、その結果を比較部 5 0 9 に出力する。

## 【 0 0 4 4 】

閾値設定部 5 0 8 は、予め設定された物体の静動を判断するための静動閾値を比較部 5 0 9 に出力する。この閾値設定部 5 0 8 において設定される静動閾値は、操作入力部 1 1 による入力に応じて可変することができる。なお、静動閾値を予め複数記憶しておき、例えば、診断部位の選択に応じた静動閾値が読みだされて設定されるようにしてもよい。また、静動閾値を可変しないものとしてもよい。

## 【 0 0 4 5 】

比較部 5 0 9 は、絶対値算出部 5 0 7 から出力された輝度差分の絶対値と閾値設定部 5 0 8 から出力された静動閾値とを比較し、その比較結果をスイッチ部 5 1 0 に出力する。具体的には、比較部 5 0 9 における比較結果、輝度差分が静動閾値よりも大きい場合、すなわち、動体判定値である場合には当該注目画素が「動」である旨の信号を、輝度差分が静動閾値以下である場合には「静」である旨の信号を、スイッチ部 5 1 0 に出力する。

## 【 0 0 4 6 】

スイッチ部 5 1 0 は、比較部 5 0 9 からの信号に応じてスイッチの位置を切り替える。具体的には、スイッチ部 5 1 0 は、比較部 5 0 9 から「動」である旨の信号を入力したときは、スイッチの位置を Motion ( M ) 側に切り替え、「静」である旨の信号を入力したときは、スイッチの位置を Static ( S ) 側に切り替える。

## 【 0 0 4 7 】

スイッチ部 5 1 0 によってスイッチの位置が Static ( S ) 側に切り替えられた場合は、入力された注目画素 ( A ) の画素データの輝度情報と前フレーム画像メモリ 5 0 1 に記憶されている注目画素 ( B ) の画素データの輝度情報とがそれぞれ重み付け部 5 1 1, 5 1 2 により重み付けされた後、加算器 5 1 3 により加算される。なお、重み付け部 5 1 1, 5 1 2 における重み付け量については任意に設定することができるが、重み付け量をそれぞれ均等に配分すると、ノイズが発生した場合の抑圧能力が高いので好ましい。本実施の形態では、注目画素 ( A ) の輝度情報及び注目画素 ( B ) の輝度情報にそれぞれ 0 . 5 の係数が掛けられるように構成されている。

そして、平滑処理部 1 5 は、加算後の輝度情報を示す画素データをメモリ部 1 6 に出力するとともに、前フレーム画像メモリ部 5 0 1 に記憶し、次のフレーム画像のフレームアベレーシングを行う際に使用されるようにする。

## 【 0 0 4 8 】

10

20

30

40

50

一方、平滑処理部 15、スイッチ部 510 によってスイッチの位置が Motion ( M ) 側に切り替えられた場合は、入力された注目画素 ( A ) の画素データについてフレームアベレージングを行うことなく、メモリ部 16 に出力し、前フレーム画像メモリ部 501 に記憶する。メモリ部 16 に出力された画素データは、メモリ部 16 の所定のフレームバッファに出力画像データとして記憶される。

#### 【 0049 】

ここで、入力された注目画素 ( A ) の画素データをそのまま用いた場合には S / N は向上されない。この場合、人間の目には、画像の動き部分に関しては視感度が低下するため、ノイズが表示されていても目立ち難いが、目立つ場合もあり得る。そこで、本実施の形態では、フィルタ切換部 515 にて、スイッチ部 516 におけるスイッチの位置を切り替えることにより、選択的にフィルタリングを行うことが可能となっている。フィルタ切換部 515 は、操作入力部 11 などの操作によってスイッチの位置を何れとするかの設定を行うことができ、スイッチ部 516 は、フィルタ切換部 515 の設定内容に応じて、スイッチの位置を Filtering ( F ) 側と、Through ( T ) 側との何れかに切り替える。

10

#### 【 0050 】

平滑処理部 15 は、スイッチ部 516 によってスイッチの位置が Through ( T ) 側に切り替えられた場合は、フィルタリングを行うことなく、注目画素 ( A ) の画素データのメモリ部 16 への出力及び前フレーム画像メモリ部 501 への記憶を行う。

一方、平滑処理部 15 は、スイッチ部 516 によってスイッチの位置が Filtering ( F ) 側に切り替えられた場合は、空間フィルタ部 514 において、注目画素 ( A ) の画素データの平滑化を行った後、メモリ部 16 への出力及び前フレーム画像メモリ部 501 への記憶を行う。具体的には、空間フィルタ部 514 は、注目画素 ( A ) を中心として、 $3 \times 3$  画素の範囲内で画素データにおける輝度情報を平均化する空間フィルタ ( LPF ) を掛ける。その結果、注目画素 ( A ) の輝度情報がその周辺の画素の輝度情報とともに平滑化され、S / N の向上が図れるようになる。

20

#### 【 0051 】

以上のように構成された第 1 の実施の形態の超音波診断装置 S によれば、フレーム間の注目画素の画素データの輝度差分が所定の閾値を超えたとき、すなわち、輝度差分が所定の動体判定値である場合には、当該注目画素が動体であるとして、フレームアベレージングを行わず、最新のフレームの注目画素の画素データをそのまま使用するか、あるいは、空間フィルタによるフィルタリングを行ったものを使用するので、動体部分の輝度の低下は発生せず、また、残像も生じない。そして、輝度差分を判定することによって動体か否かの判定を行うので、簡素な処理で実施でき、処理時間及び処理負荷の軽減が図れるようになる。一方、輝度差分が所定の動体判定値でない場合は、当該注目画素が静体であるとして、フレームアベレージングを行うことにより、ノイズの除去を効果的に行うことができるようになる。

30

#### 【 0052 】

ここで、図 4 ~ 図 8 を参照しながら、単純フレームアベレージングを行った場合に生成される画像データと、第 1 の実施の形態によるフレームアベレージングを行った場合に生成される画像データとを対比して説明する。

40

#### 【 0053 】

図 4 は、3 枚のフレーム画像データについて単純フレームアベレージングを行った例である。ここで、図 4 ( a ) ~ ( c ) は、受信した超音波に基づいて得られた 1 フレーム毎の画像データをそれぞれ模式的に示したものであり、各画像には動体 M と、静体 S a が示されている。また、図 4 ( b ) に示される、2 フレーム目の画像データにおいては、ノイズ N 1 , N 2 が表れている。ノイズ N 1 は、輝度 230 の画像データとして表れ、ノイズ N 2 は、輝度 51 の画像データとして表れている。そして、動体 M はフレーム毎に移動しており、その各位置をそれぞれ M a ~ M c によって示している。また、ここで、背景は輝度 0 とし、動体 M a ~ M c 及び静体 S a はそれぞれ輝度 255 とする。

#### 【 0054 】

50

先ず、図4(a)に示されるフレーム画像の画像データが、例えば、フレームメモリに記憶されており、図4(b)に示されるフレーム画像データが取得されると、図4(a)と(b)にそれぞれ示されるフレーム画像の画像データを加算平均し、図4(d)に示すように、動体M<sub>b1</sub>、残像M<sub>a1</sub>についてはそれぞれ輝度128にて表され、静体S<sub>a</sub>は輝度255にて表され、ノイズN<sub>1a</sub>は輝度243にて表され、ノイズN<sub>2a</sub>は輝度26にて表された画像データが得られる。そして、図4(c)に示されるフレーム画像データが取得されると、図4(a)~(c)にそれぞれ示されるフレーム画像の画像データを加算平均し、図4(e)に示すように、動体M<sub>c2</sub>、残像M<sub>a2</sub>、残像M<sub>b2</sub>についてはそれぞれ輝度85にて表され、静体S<sub>a</sub>は輝度255にて表され、ノイズN<sub>1b</sub>は輝度247にて表され、ノイズN<sub>2b</sub>は輝度17にて表された画像データが得られる。

10

【0055】

このように、単純フレームアベレージングを行った場合は、ノイズは平滑化されるが、動体Mの輝度が低下するとともに、残像が発生しているのがわかる。

【0056】

図5は、3枚のフレーム画像データについて本実施の形態によるフレームアベレージングを行った例である。ここで、図5(a)~(c)に示された画像データは、図4(a)~(c)に示されたものと同様とする。

【0057】

先ず、図5(a)に示されるフレーム画像の画像データが、前フレーム画像メモリ部501に記憶されており、図5(b)に示されるフレーム画像データが取得されると、図5(a)と図5(b)との画像データに基づき、平滑処理部15において、上述のようにして動き検出が行われる。その結果、動体M<sub>a</sub>が表示されていた部分と、動体M<sub>b</sub>が表示されている部分とにおいて、輝度差分が所定の閾値を超えると判定されるため、当該部分については、フレームアベレージングが行われず、図5(b)に示される画像データがそのまま用いられる。一方、それ以外の部分については、輝度差分が所定の閾値以下であるので、図5(a)と(b)にそれぞれ示される動体と判定された部分以外の部分の画像データについて、上述のようにしてフレームアベレージングが行われる。その結果、図5(d)に示すように、動体M<sub>b4</sub>については輝度255にて表され、静体S<sub>a</sub>は輝度255にて表され、ノイズN<sub>1c</sub>は輝度243にて表され、ノイズN<sub>2c</sub>は輝度26にて表された画像データが得られる。そして、図5(c)に示されるフレーム画像データが取得されると、図5(d)と図5(c)との画像データに基づき、同様に動き検出が行われる。その結果、動体M<sub>b4</sub>が表示されていた部分と、動体M<sub>c</sub>が表示されている部分とにおいて、輝度差分が所定の閾値を超えると判定されるため、当該部分については、フレームアベレージングが行われず、図5(c)に示される画像データがそのまま用いられる。一方、それ以外の部分については、輝度差分が所定の閾値以下であるので、図5(d)と(c)にそれぞれ示される動体と判定された部分以外の部分の画像データについて、同様にフレームアベレージングが行われる。その結果、図5(e)に示すように、動体M<sub>c5</sub>については輝度255にて表され、静体S<sub>a</sub>は輝度255にて表され、ノイズN<sub>1d</sub>は輝度249にて表され、ノイズN<sub>2d</sub>は輝度13にて表された画像データが得られる。

20

30

【0058】

このように、本発明の第1の実施の形態によるフレームアベレージングを行った場合には、単純フレームアベレージングを行うよりもノイズ平滑能力が高く、また、動体Mの輝度低下や残像が発生しない画質の良い超音波診断画像を得られることがわかる。

40

【0059】

次に、実際にシミュレーションして得た画像データに基づいて、単純フレームアベレージングを行った場合に生成される画像データによって表示される画像と、本実施の形態によるフレームアベレージングを行った場合に生成される画像データによって表示される画像とを比較して説明する。

【0060】

図6は、最新のフレームにおいて得られた画像データによって表示される原画像を示し

50

ている。なお、動体についてどのように表示されるかについて理解を容易にするため、図中下部に心電図から得られた信号を表している。

【0061】

図7は、5フレームによる単純フレームアベレージングを行ったときに得られた画像データによって表示される画像を示している。図6及び図7において実線にて囲まれた部分において比較すると、図7に示される画像は、平滑化されてノイズが抑圧されているので、図6に示される原画像と比較して、ざらつきのない、滑らかな画像が得られることがわかる。一方、図7において破線にて囲まれた動体部分では残像が生じており、また、図6に示される画像に比べて輝度が低下していることがわかる。

【0062】

図8は、本実施の形態によるフレームアベレージングを5フレーム行ったときに得られた画像データによって表示される画像を示している。図8において実線にて囲まれた部分は、本実施の形態において静体として検出されるので、フレームアベレージングが行われてノイズが抑圧され、図6に示される画像と比較すると、単純フレームアベレージングが行われたときと同様に、ざらつきのない、滑らかな画像が得られることがわかる。そして、図8において破線にて囲まれた動体部分では、本実施の形態において動体として検出されるので、残像が生じず、また、図6に示される画像と同じ輝度が得られていることがわかる。

【0063】

(第2の実施の形態)

次に、本発明の第2の実施の形態について説明する。本発明の第2の実施の形態では、第1の実施の形態における平滑処理部15の機能を制御部19によるソフトウェア処理により実現するものである。なお、第2の実施の形態において、第1の実施の形態と同一の構成については符号を同一にし、その説明を省略する。

【0064】

本発明の第2の実施の形態に係る超音波診断装置Sは、図9に示すように、第1の実施の形態における平滑処理部15が設けられていない点を除き、第1の実施の形態のものと同様である。

【0065】

画像生成部14は、生成されたBモード画像データをメモリ部16に送信し、メモリ部16は、画像生成部14から送信されたフレームアベレージング前のBモード画像データを一時的に保持することとなる。そして、制御部19は、後述する画像平滑処理を実行してメモリ部16からフレームアベレージング前のBモード画像データを読み出し、フレームアベレージングを行った後、メモリ部16に記憶する。

【0066】

次に、以上のようにして構成された超音波診断装置Sにおいて実行される画像平滑処理について図10を参照しながら説明する。この画像平滑処理は、画像生成部14からメモリ部16に最新のフレームの画像データの入力開始される毎に実行される処理である。

【0067】

まず、制御部19は、メモリ部16から、最新のフレームの画像データのうちの予め定められた先頭の画素の画素データを注目画素(A)の画素データとして読み出す(ステップS101)。

次に、制御部19は、メモリ部16における前フレーム画像メモリ領域に記憶された1フレーム前に生成された画像データのうちの注目画素(A)に対応する位置にある画素の画素データを注目画素(B)の画素データとして読み出す(ステップS102)。

【0068】

そして、制御部19は、注目画素(A)に対して水平方向帯域制限フィルタ処理を行う(ステップS103)。具体的には、制御部19は、メモリ部16から注目画素(A)を中心とした左右各2画素分の画素データを読み出し、これらの画素データに対して、それぞれ1/8:2/8:2/8:2/8:1/8の係数を有するLPFを掛けて水平方向におけるノイズの

10

20

30

40

50

除去を行う。

【0069】

そして、制御部19は、注目画素(A)に対して垂直方向帯域制限フィルタ処理を行う(ステップS104)。具体的には、制御部19は、メモリ部16から注目画素(A)を中心とした上下各2画素分の画素データを読み出し、これらの画素データに対して、それぞれ1/8:2/8:2/8:2/8:1/8の係数を有するLPFを掛けて垂直方向におけるノイズの除去を行う。

【0070】

次に、制御部19は、注目画素(B)に対して水平方向帯域制限フィルタ処理を行う(ステップS105)。具体的には、制御部19は、メモリ部16の前フレーム画像メモリ領域から注目画素(B)を中心とした左右各2画素分の画素データを読み出し、これらの画素データに対して、それぞれ1/8:2/8:2/8:2/8:1/8の係数を有するLPFを掛けて水平方向におけるノイズの除去を行う。

10

【0071】

そして、制御部19は、注目画素(B)に対して垂直方向帯域制限フィルタ処理を行う(ステップS106)。具体的には、制御部19は、メモリ部16の前フレーム画像メモリ領域から注目画素(B)を中心とした上下各2画素分の画素データを読み出し、これらの画素データに対して、それぞれ1/8:2/8:2/8:2/8:1/8の係数を有するLPFを掛けて垂直方向におけるノイズの除去を行う。

【0072】

そして、制御部19は、上述のようにしてフィルタ処理された注目画素(A)の画素データと注目画素(B)の画素データとの輝度差分を算出する(ステップS107)。

20

次に、制御部19は、算出した輝度差分の絶対値(D)を求める(ステップS108)。

【0073】

次に、制御部19は、予めRAMに記憶されている閾値(th)を読み出す(ステップS109)。この閾値(th)は、第1の実施の形態と同様に、操作入力部11の入力により適宜変更可能となっている。なお、閾値(th)をROMに記憶しておいてもよい。

【0074】

そして、制御部19は、絶対値(D)が閾値(th)よりも大きいか否かを判定する(ステップS110)。制御部19は、絶対値(D)が閾値(th)よりも大きいと判定しないとき、すなわち、当該注目画素(A)が「静」と判定したときは(ステップS110:N)、注目画素(A)と注目画素(B)のフィルタ処理前の各画素データにおける輝度情報の加算平均を算出するフレームアベレーシングを行い(ステップS111)、算出結果得られた輝度情報を示す画素データを出力画像データとしてメモリ部16の所定のフレームバッファに記憶する(ステップS112)。なお、第1の実施の形態と同様に、注目画素(A)と注目画素(B)の各輝度情報の加算平均を算出する際、何れかの注目画素に対して重み付け量を大きくするようにしてもよい。

30

【0075】

一方、制御部19は、ステップS110において、絶対値(D)が閾値(th)よりも大きい(動体判定値である)と判定したとき、すなわち、当該注目画素(A)が「動」と判定したときは(ステップS110:Y)、空間フィルタ処理の実施が選択されているか否かを判定する(ステップS113)。なお、空間フィルタ処理を実施するか否かについては、操作入力部11の入力によって予め設定される。

40

【0076】

制御部19は、空間フィルタ処理の実施が選択されていると判定したときは(ステップS113:Y)、注目画素(A)に対して空間フィルタ処理を行う(ステップS114)。具体的には、制御部19は、メモリ部16から注目画素(A)を中心とした3×3画素の画素データを読み出し、これらの画素データに対して空間フィルタ(LPF)を掛けて輝度情報を平均化し、平均化された輝度情報を示す注目画素(A)の画像データを得る。

50

一方、制御部 19 は、空間フィルタ処理の実施が選択されていると判定しないときは（ステップ S 113 : N）、ステップ S 114 の処理を行うことなくステップ S 115 の処理を実行する。

そして、制御部 19 は、注目画素（A）の画素データを出力画像データとしてメモリ部 16 の所定のフレームバッファに記憶する（ステップ S 115）。

【0077】

次に、制御部 19 は、ステップ S 111 及びステップ S 115 においてメモリ部 16 に記憶した画素データと同一の画素データを、メモリ部 16 の前フレーム画像メモリ領域に、1フレーム前の画像データとして記憶する（ステップ S 116）。

【0078】

そして、制御部 19 は、1フレームにおける全ての画素について処理が行われたか否かを判定し（ステップ S 117）、処理が完了したと判定したときは（ステップ S 117 : Y）、この処理を終了する。一方、制御部 19 は、処理が完了したと判定しないときは（ステップ S 117 : N）、注目画素（A）及び注目画素（B）とする画素の画素データを所定の順序にて移行してメモリ部 16 からそれぞれ読み出し（ステップ S 118）、ステップ S 103 の処理に移行する。

【0079】

以上のような構成とすることによっても、第 1 の実施の形態と同様の結果が得られるフレームアベレージングを行うことができる。

【0080】

（第 3 の実施の形態）

次に、本発明の第 3 の実施の形態について説明する。本発明の第 3 の実施の形態では、第 1 の実施の形態における平滑処理部 15 の機能構成について変更が加えられたものである。なお、第 3 の実施の形態において、第 1 の実施の形態と同一の構成については符号を同一にし、その説明を省略する。

【0081】

本発明の第 3 の実施の形態に係る超音波診断装置 S の平滑処理部 15 の機能的構成について、図 12 を参照しながら、説明する。

【0082】

第 3 の実施の形態における平滑処理部 15 には、それぞれ設定される閾値が異なる 2 つの閾値設定部 508 a , 508 b が設けられ、比較部 509 a , 509 b にそれぞれ閾値が出力される。なお、閾値設定部 508 a , 508 b において設定される各静動閾値は、操作入力部 11 による入力に応じて可変することができる。また、静動閾値を予め複数記憶しておき、例えば、診断部位の選択に応じた静動閾値が読みだされて設定されるようにしてもよい。また、静動閾値を可変しないものとしてもよい。

そして、平滑処理部 15 は、比較部 509 a , 509 b からの信号を入力し、この信号の入力結果に応じた信号をスイッチ部 510 a に出力するデータ選択部 517 を備えている。

また、平滑処理部 15 は、重み付け部 518 , 519 を備えており、重み付け部 518 は、スイッチ部 516 から出力された画素データを入力し、重み付け部 519 は、加算器 513 から出力された画素データを入力し、それぞれの画素データにおける輝度情報に対して重み付けを行い、加算器 520 に出力する。なお、重み付け部 518 , 519 における重み付け量については任意に設定することができるが、本実施の形態では、それぞれ入力された輝度情報に対して 0.5 の係数が掛けられるように設定されている。

そして、加算器 520 は、加算後の輝度情報を示す画素データをスイッチ部 510 a に出力する。

そして、スイッチ部 510 a は、データ選択部 517 からの信号に応じて、スイッチの位置を Motion ( M ) 側、Static ( S ) 側又は Medium ( M d ) 側に切り替える。

【0083】

以上のように構成された平滑処理部 15 では、以下のような処理が行われる。

10

20

30

40

50

すなわち、比較部 509a は、閾値設定部 508a から出力される静動閾値 (th1) と、輝度差分の絶対値とを比較し、その結果、輝度差分が静動閾値 (th1) よりも小さい場合、すなわち、静体判定値である場合には、当該注目画素が「静」である旨の信号をデータ選択部 517 に出力する。また、比較部 509b は、閾値設定部 508b から出力される静動閾値 (th2) と、輝度差分の絶対値とを比較し、その結果、輝度差分が静動閾値 (th2) よりも大きい場合、すなわち、動体判定値である場合には、当該注目画素が「動」である旨の信号をデータ選択部 517 に出力する。また、比較部 509a, 509b は、輝度差分が静動閾値 (th1) 以上であって、静動閾値 (th2) 以下である場合には、当該注目画素が「中間」である旨の信号をデータ選択部 517 に出力する。ここで、当該注目画素が「中間」とは、当該注目画素が「静体」であるか「動体」であるかの判断が困難なものとして示したものである。

10

## 【0084】

データ選択部 517 は、比較部 509a, 509b から「静」である旨の信号が入力されると、スイッチ部 510a のスイッチの位置を Static (S) 側に切り替える信号を出力し、「動」である旨の信号が入力されると、スイッチ部 510a のスイッチの位置を Motion (M) 側に切り替える信号を出力する。また、データ選択部 517 は、比較部 509a, 509b から「中間」である旨の信号が入力されると、スイッチ部 510a のスイッチの位置を Medium (Md) 側に切り替える信号を出力する。

## 【0085】

スイッチ部 510a のスイッチの位置が Medium (Md) に切り替えられた場合は、上述のようにして加算器 520 から出力された画素データをメモリ部 16 に出力するとともに、前フレーム画像メモリ部 501 に記憶し、次のフレーム画像のフレームアベレージングを行う際に使用されるようにする。

20

なお、スイッチ部 510a のスイッチの位置が Static (S) 側及び Motion (M) 側に切り替えられたときにおける平滑処理部 15 の動作については、第 1 の実施の形態と同様であるため、説明を省略する。

## 【0086】

以上のように、第 3 の実施の形態によれば、第 1 の実施の形態と同様の結果が得られるフレームアベレージングを行うことができる。また、輝度差分によっては動体が静体が判断が困難な画像については、フレームアベレージングを中間調的に実施されるので、違和感のない超音波画像を表示することが可能となる。

30

## 【0087】

(第 4 の実施の形態)

次に、本発明の第 4 の実施の形態について説明する。本発明の第 4 の実施の形態では、第 3 の実施の形態における平滑処理部 15 の機能を制御部 19 によるソフトウェア処理により実現するものである。なお、第 4 の実施の形態では、第 2 の実施の形態における画像平滑処理に相違点がある以外、第 2 の実施の形態と同様であるため、第 4 の実施の形態に係る画像平滑処理について説明し、他の構成についての説明は省略する。

## 【0088】

第 4 の実施の形態に係る画像平滑処理について図 13 を参照しながら説明する。なお、第 4 の実施の形態に係る画像平滑処理において、ステップ S101 ~ ステップ S108 の処理については、第 2 の実施の形態における画像平滑処理と同様であるため、図 10 にて図示するものとし、その説明を省略する。

40

## 【0089】

まず、制御部 19 は、図 10 において図示されるステップ S101 ~ ステップ S108 の処理を実行した後、予め RAM に記憶されている閾値 (th1・th2) を読み出す (ステップ S109a)。この閾値 (th1・th2) は、第 3 の実施の形態と同様に、操作入力部 11 の入力により適宜変更可能となっている。なお、閾値 (th1・th2) を ROM に記憶しておいてもよい。

## 【0090】

50

そして、制御部 19 は、絶対値 (D) が閾値 (th2) よりも大きいかなんかを判定する (ステップ S110a)。制御部 19 は、絶対値 (D) が閾値 (th2) よりも大きいと判定しないとき、すなわち、当該注目画素 (A) が「動」でないと判定したときは (ステップ S110a : N)、ステップ S110b の処理に移行し、絶対値 (D) が閾値 (th2) よりも大きい (動体判定値である) と判定したとき、すなわち、当該注目画素 (A) が「動」であると判定したときは (ステップ S110a : Y)、ステップ S113 の処理に移行する。

制御部 19 は、ステップ S110b において、絶対値 (D) が閾値 (th1) よりも小さいかなんかを判定する (ステップ S110b)。制御部 19 は、絶対値 (D) が閾値 (th1) よりも小さい (静体判定値である) と判定したとき、すなわち、当該注目画素 (A) が「静」であると判定したときは (ステップ S110b : Y)、ステップ S111 の処理に移行し、絶対値 (D) が閾値 (th1) よりも小さいと判定しないとき、すなわち、当該注目画素 (A) が「動」と「静」の何れでもない「中間」であると判定したときは (ステップ S110b : N)、ステップ S119 に移行する。

なお、ステップ S111 ~ ステップ S115 の処理の内容については、第 2 の実施の形態の画像平滑処理におけるステップ S111 ~ ステップ S115 の処理と同様であるため、説明を省略する。

#### 【0091】

制御部 19 は、ステップ S119 において、ステップ S111 の処理と同じ要領で、注目画素 (A) と注目画素 (B) のフィルタ処理前の各画素データにおける輝度情報の加算平均を算出して平滑化データ (C) を得る (ステップ S119)。

#### 【0092】

そして、制御部 19 は、空間フィルタ処理の実施が選択されているかなんかを判定する (ステップ S120)。制御部 19 は、空間フィルタ処理の実施が選択されていると判定したときは (ステップ S120 : Y)、注目画素 (A) に対して空間フィルタ処理を行った後 (ステップ S121)、ステップ S122 の処理に移行する。一方、制御部 19 は、空間フィルタ処理の実施が選択されていると判定しないときは (ステップ S120 : N)、ステップ S121 の処理を実行することなく、ステップ S122 の処理に移行する。なお、ステップ S121 において実行される空間フィルタ処理の内容については、ステップ S114 と同様であるため、説明を省略する。

#### 【0093】

そして、制御部 19 は、ステップ S122 において、注目画素 (A) の画素データにおける輝度情報と、ステップ S119 において得られた平滑化データ (C) における輝度情報との加算平均を算出し (ステップ S122)、算出結果得られた輝度情報を示す画素データを出力画像データとしてメモリ部 16 の所定のフレームバッファに記憶する (ステップ S123)。なお、ステップ S122 において、注目画素 (A) と平滑化データ (C) の各輝度情報の加算平均を算出する際、何れかの輝度情報に対して重み付け量を大きくするようにしてもよい。

#### 【0094】

そして、制御部 19 は、ステップ S112、ステップ S115 及びステップ S123 においてメモリ部 16 に記憶した画素データと同一の画素データを、メモリ部 16 の前フレーム画像メモリ領域に、1 フレーム前の画像データとして記憶した後 (ステップ S116)、ステップ S117 及びステップ S118 の処理を実行する。なお、ステップ S117 及びステップ S118 の処理の内容は、第 2 の実施の形態の画像平滑処理におけるステップ S117 及びステップ S118 と同様であるため、説明を省略する。

#### 【0095】

以上のような構成とすることによっても、第 3 の実施の形態と同様の結果が得られるフレームアベレーシングを行うことができる。

#### 【0096】

(第 5 の実施の形態)

10

20

30

40

50

次に、第 5 の実施の形態について説明する。第 5 の実施の形態では、第 1 の実施の形態における平滑処理部 1 5 の機能構成について変更が加えられたものである。なお、第 5 の実施の形態において、第 1 の実施の形態と同一の構成については符号を同一にし、その説明を省略する。

【 0 0 9 7 】

第 5 の実施の形態に係る超音波診断装置 S の平滑処理部 1 5 の機能的構成について、図 1 2 を参照しながら、説明する。

【 0 0 9 8 】

第 5 の実施の形態における平滑処理部 1 5 は、第 1 の実施の形態の平滑処理部 1 5 における加算部 5 0 6、絶対値算出部 5 0 7、閾値設定部 5 0 8 及び比較部 5 0 9 に代えて動きベクトル検出部 5 3 0 を備えている。

10

【 0 0 9 9 】

動きベクトル検出部 5 3 0 は、比較ブロックサイズ決定処理部 5 3 1 と、検索範囲サイズ決定処理部 5 3 2 と、比較ブロック移動処理部 5 3 3 と、輝度差分判定部 5 3 4 と、最小輝度差分位置記憶部 5 3 5 とを備えている。

【 0 1 0 0 】

平滑処理部 1 5 は、画像生成部 1 4 より B モード画像データが送信されて、最新のフレームの 1 フレーム分の画像データが入力されると、水平方向ノイズ除去部 5 0 2 及び垂直方向ノイズ除去部 5 0 3 におけるノイズ除去処理を上述したようにして画素毎に行い、動きベクトル検出部 5 3 0 に入力する。

20

一方で、平滑処理部 1 5 は、前フレーム画像メモリ部 5 0 1 に記憶されている 1 フレーム前のフレーム画像データを読み出し、同様にして水平方向ノイズ除去部 5 0 4 及び垂直方向ノイズ除去部 5 0 5 におけるノイズ除去処理を画素毎に行い、動きベクトル検出部 5 3 0 に入力する。

【 0 1 0 1 】

そして、動きベクトル検出部 5 3 0 は、最新のフレームの画像データと 1 フレーム前のフレーム画像データとの画素毎の輝度差分を判定し、動きのあった画像部分を最新のフレームの画像データから抽出する。

【 0 1 0 2 】

そして、図 1 5 ( a ) に示すように、比較ブロックサイズ決定処理部 5 3 1 によって、抽出した画像部分から位置検索を行う画像の最小サイズ (  $m \times n$  ) を決定する。

30

そして、検索範囲サイズ決定処理部 5 3 2 によって、位置検索を行う画像の検索範囲である検索範囲サイズを決定する。具体的には、検索範囲サイズ決定処理部 5 3 2 は、図 1 5 ( b ) に示すように、フレーム画像データの画像サイズが  $A \times B$  であって、フレーム画像データ全ての範囲で検索を行うと処理負荷が大きい場合には、例えば、位置検索を行う画像のサイズに応じて、検索範囲サイズを  $X \times Y$  (  $X < A$ 、 $Y < B$  ) に設定する。なお、処理負荷が大きくなければ、検索範囲サイズを  $X \times Y$  (  $X = A$ 、 $Y = B$  ) としてもよい。

【 0 1 0 3 】

そして、比較ブロック移動処理部 5 3 3 によって、位置検索を行う画像と一致する画像を、1 フレーム前のフレーム画像データにおける  $X \times Y$  の検索範囲内で移動させ、画像の移動毎に、輝度差分判定部 5 3 4 によって、1 フレーム前のフレーム画像データと位置検索を行う画像との輝度差分を判定し、輝度差分が最も少ない位置を検出する。

40

【 0 1 0 4 】

ここで、1 フレーム前のフレーム画像データと位置検索を行う画像との輝度差分の最も少ない位置を検出する方法について図 1 6 及び図 1 7 を参照して具体的に説明する。

まず、図 1 6 ( a ) に示される 1 フレーム前のフレーム画像データと図 1 6 ( b ) に示される最新フレームの画像データを比較し、動きのあった画像部分を検出する。その結果、動体部分  $P$  が動きのあった画像部分として検出され、最新のフレームの画像データから動体部分  $P_2$  が抽出される。そして、動体部分  $P_2$  を含むブロック  $F_2$  から最小サイズを決定する。ここで、例えば、ブロック  $F_2$  のうちの左上部分を最小サイズとして設定した

50

場合、その画素構造は図 17 に示されるように、 $8 \times 8 = 64$  ドットによって構成されたものとなる。

【0105】

そして、この  $8 \times 8$  ドットからなる画像を 1 単位として、 $8 \times 8$  ドット単位で輝度差分を取り、最も輝度差分の低いところが移動元となる。ただし、輝度差分で比較すると、図 16 に示される例では、動体部分  $P_1$  の左上、左下、右上、右下の各部分と、図 17 に示される  $8 \times 8$  ドットの画像との輝度差分は何れもほぼ 0 となり、移動元候補は 4 つとなる。そこで、 $8 \times 8$  ドットからなる画像のうち、予め定められた位置の画素について輝度が一致したかを検出し、その結果に基づいて移動元を特定する。例えば、 $8 \times 8$  ドットのうち、左上、左下、右上、右下の各画素について輝度差分を比較し、何れの画素についても輝度が一致した場合に、その位置を移動元として特定する。その結果、動体部分  $P_1$  の位置が特定される。なお、移動元の特定方法については、上述した方法に限らない。

10

【0106】

このようにして位置検索が行われた画像の移動元が特定されると、その移動元を示す情報を、最小輝度差分位置記憶部 535 に記憶する。

【0107】

そして、最新のフレームの画像データにおける動体部分に対応する画素データについてフレームアベレージングが行われるときには、最小輝度差分位置記憶部 535 に記憶された移動元を示す情報が、重み付け部 511、512 及び加算器 513 を含むフレームアベレージング部 540 に出力され、これに基づき、前フレーム画像メモリ部 501 から 1 フレーム前のフレーム画像データにおける動体部分に対応する画素データが抽出されてフレームアベレージングが行われることとなる。

20

そして、このようにしてフレームアベレージングが行われた画素データはメモリ部 16 に出力され、前フレーム画像メモリ部 501 に 1 フレーム前のフレーム画像データとして記憶される。

【0108】

なお、動体部分以外の画像部分については、第 1 ~ 第 4 の実施の形態において詳述した技術や公知の方法を適宜採用してフレームアベレージングを行うことができる。

また、動きベクトル検出部 530 における位置検索を行う画像の検索結果、移動元が特定されない場合は、新たに生じた画像としてフレームアベレージングを行わず、入力した最新のフレームの画像データにおける画素データをそのまま、あるいは、空間フィルタ処理を行った後、メモリ部 16 に出力し、前フレーム画像メモリ部 501 に記憶する。

30

また、最新のフレームの画像データにおける、動体部分の移動元に対応する位置に対応する画素データについては、フレームアベレージングを行うと残像が生じるので、当該部分における画素データについてもフレームアベレージングを行わず、入力した最新のフレームの画像データにおける画素データをそのまま、あるいは、空間フィルタ処理を行った後、メモリ部 16 への出力及び前フレーム画像メモリ部 501 への記憶を行うのが好ましい。

【0109】

以上のように、第 5 の実施の形態によれば、動体部分についても適切にフレームアベレージングを行うことができるので、ノイズの抑制された画質の良い動体画像を表示することができる。

40

【0110】

以上説明したように、本発明の第 1 ~ 第 4 の実施の形態によれば、超音波探触子 2 は、駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する振動子 2a を有する。そして、送信部 12 は、振動子 2a に駆動信号を供給する。そして、受信部 13 は、振動子 2a から出力された受信信号を受信する。そして、画像処理部 14 は、受信部 13 によって受信した受信信号から画像の輝度を示す輝度情報に変換した画像データを生成する。そして、平滑処理部 15 (又は制御部 19) は、画像処理部 14 によって生成された、フレームの異なる複数の

50

画像データ間で輝度情報の平滑化を行って平滑化画像データを得る。そして、表示部 18 は、平滑処理部 15 (又は制御部 19) によって得られた平滑化画像データに基づいて超音波診断画像の表示を行う。そして、平滑処理部 15 (又は制御部 19) は、フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分を判定して動体部分を検出する。そして、平滑処理部 15 (又は制御部 19) は、検出した動体部分に対応する部分の輝度情報については、輝度情報の平滑化におけるフレームの異なる複数の画像データの輝度情報のそれぞれの混合比率を、動体部分以外に対応する部分とは異ならせる。その結果、フレームの異なる複数の画像データによる平滑化処理を行った場合でも、動体部分における輝度低下や残像の発生を抑制することができる画質の良い超音波診断画像を得ることができるようになる。また、輝度差分によって動体部分の検出を行うので、簡素な処理で実施でき、処理時間及び処理負荷の軽減が図れるようになる。

10

**【0111】**

また、本発明の第 1 ~ 第 4 の実施の形態によれば、平滑処理部 15 (又は制御部 19) は、平滑化の対象である画像データのうちの少なくとも最新のフレームの画像データにおける輝度情報に対して帯域制限フィルタ処理による平滑化を行った後、フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分の判定を行う。その結果、ノイズの影響を軽減させて動体部分の検出を行うことができ、画質の向上を図ることができる。

**【0112】**

また、本発明の第 1 ~ 第 4 の実施の形態によれば、平滑処理部 15 (又は制御部 19) は、検出した動体部分に対応する部分の輝度情報については、輝度情報の平滑化を行わず、最新のフレームの画像データにおける輝度情報を平滑化画像データとして使用する。その結果、動体部分における輝度低下や残像を生じさせないより画質の良い超音波診断画像を得ることができるようになる。

20

**【0113】**

また、本発明の第 1 ~ 第 4 の実施の形態によれば、平滑処理部 15 (又は制御部 19) は、検出した動体部分に対応する部分の最新のフレームの画像データにおける輝度情報について帯域制限フィルタ処理による平滑化を行う。そして、平滑処理部 15 (又は制御部 19) は、平滑化した輝度情報を平滑化画像データとして使用する。その結果、動体部分について、ノイズの影響を軽減させて超音波診断画像の表示を行うことができるようになり、画質の向上を図ることができる。

30

**【0114】**

また、本発明の第 1 ~ 第 4 の実施の形態によれば、平滑処理部 15 (又は制御部 19) は、フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分が所定の動体判定値であるか否かを判定することによって動体部分の検出を行う。そして、平滑処理部 15 (又は制御部 19) は、動体判定値を変更可能とした。その結果、例えば、診断内容に応じて動体と判定する範囲を変えることができるので、利便性が向上する。

**【0115】**

また、本発明の第 3 及び第 4 の実施の形態によれば、平滑処理部 15 (又は制御部 19) は、フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分が所定の動体判定値であるか否かを判定することにより動体部分の検出を行う。そして、平滑処理部 15 (又は制御部 19) は、フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分が所定の静体判定値であるか否かを判定することにより静体部分の検出を行う。そして、平滑処理部 15 (又は制御部 19) は、検出した静体部分に対応する部分の輝度情報については、フレームの異なる複数の画像データ間での輝度情報の平滑化を行う。そして、平滑処理部 15 (又は制御部 19) は、フレームの異なる複数の画像データ間における輝度差分が動体判定値と静体判定値の何れでもないときは、フレームの異なる複数の画像データ間での輝度情報の平滑化を行う。そして、平滑処理部 15 (又は制御部 19) は、平滑化された輝度情報と、最新のフレームの画像データにおける輝度情報とでさらに平滑化を行って得た輝度情報を、平滑化画像データとして使用する。その結果、例えば、動体が静体が判断が困難な画像については、平滑化を中間調的に行うので、違和感のない超音波診断画像を表示するこ

40

50

とができるようになる。

【0116】

また、本発明の第3及び第4の実施の形態によれば、平滑制御部15（又は制御部19）は、動体判定値及び静体判定値の少なくとも何れかについて変更可能としたので、例えば、診断内容に応じて動体又は静体と判定する範囲を変えることができるので、利便性が向上する。

【0117】

なお、本発明の実施の形態における記述は、本発明に係る超音波診断装置の一例であり、これに限定されるものではない。超音波診断装置を構成する各機能部の細部構成及び細部動作に関しても適宜変更可能である。

【0118】

また、本発明の実施の形態では、リカーシブ型フレームアベレーシングを適用したが、単純フレームアベレーシングを適用することも可能である。この場合、例えば、n枚のフレーム画像データの輝度差分を判定し、何れかのフレーム画像データから動体部分が抽出された場合には、当該抽出部分についてはフレームアベレーシングを行わずに最新のフレームの画像データを使用し、他の部分についてはフレームアベレーシングを行うことにより、実現することができる。

【0119】

また、本発明の実施の形態では、輝度差分の判定を行うときに、注目画素に対して帯域制限フィルタ処理を行ったが、フィルタ処理を行わないようにしてもよい。

【0120】

また、本発明の実施の形態では、動体部分に対応する注目画素の画素データに対して空間フィルタ処理を行って平滑化する機能を有しているが、そのような機能を備えないようにしてもよい。また、必ず空間フィルタ処理による平滑化が行われるようにしてもよい。

【0121】

また、本実施の形態では、画素毎に輝度差分の判定を行って動体部分の検出を行っているが、例えば、 $x \times y$ 個（ $x$ 、 $y$ は何れも1以上の整数）からなる複数の画素をブロック単位とし、ブロック毎に輝度の平均を求め、この平均値を比較して輝度差分を判定し、動体部分の検出を行うようにしてもよい。このようにすれば、演算処理量の軽減が図れ、また、ノイズが重畳された場合、これを吸収することができるので、ノイズが発生した場合でもその影響を低減させることができるようになる。

【0122】

また、本実施の形態では、本発明に係るプログラムのコンピュータ読み取り可能な媒体としてハードディスクや半導体の不揮発性メモリ等を使用した例を開示したが、この例に限定されない。その他のコンピュータ読み取り可能な媒体として、CD-ROM等の可搬型記録媒体を適用することが可能である。また、本発明に係るプログラムのデータを通信回線を介して提供する媒体として、キャリアウェーブ（搬送波）も適用される。

【符号の説明】

【0123】

- S 超音波診断装置
- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波探触子
- 2 a 振動子
- 1 2 送信部
- 1 3 受信部
- 1 4 画像生成部
- 1 5 平滑処理部
- 1 8 表示部
- 1 9 制御部

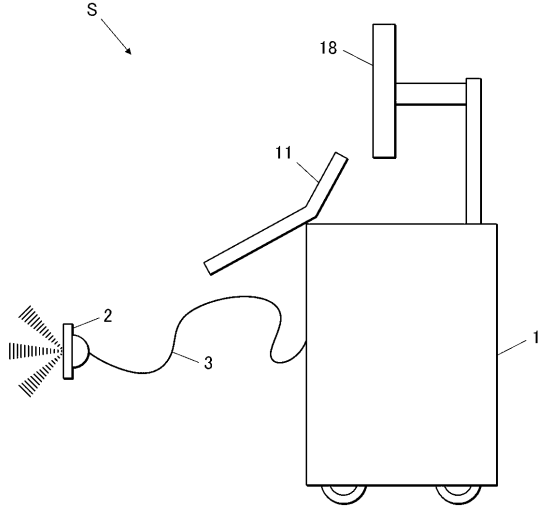
10

20

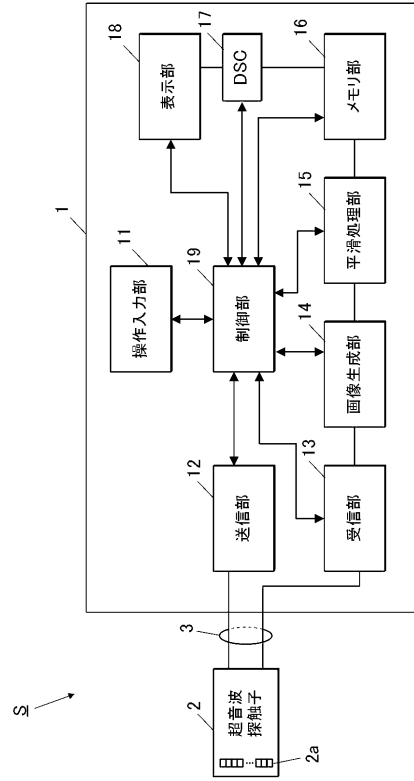
30

40

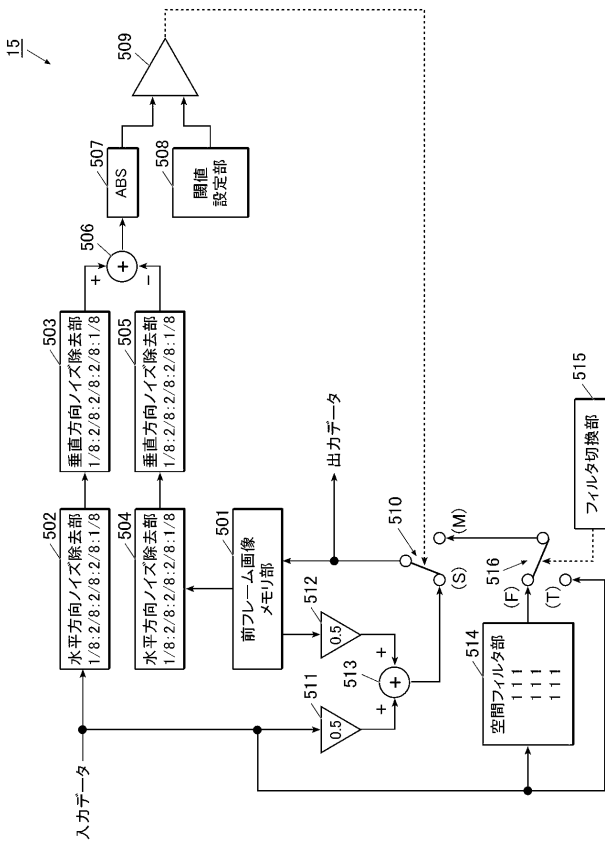
【 図 1 】



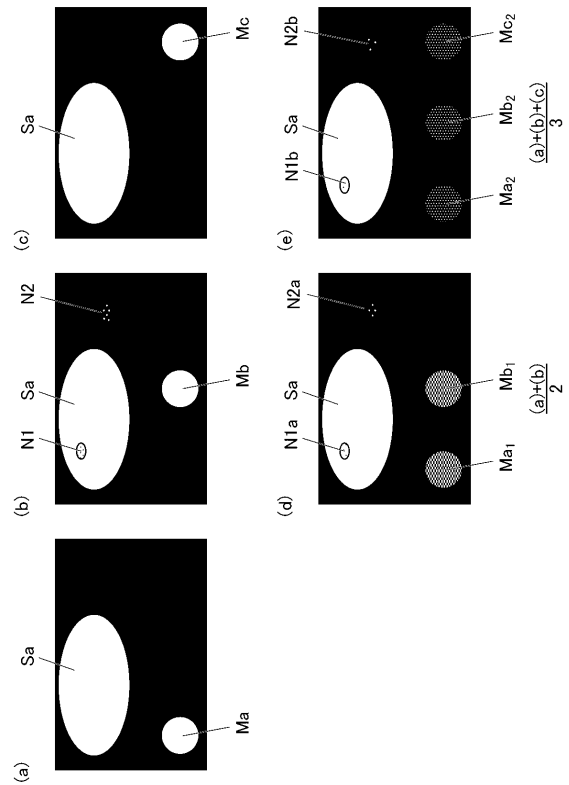
【 図 2 】



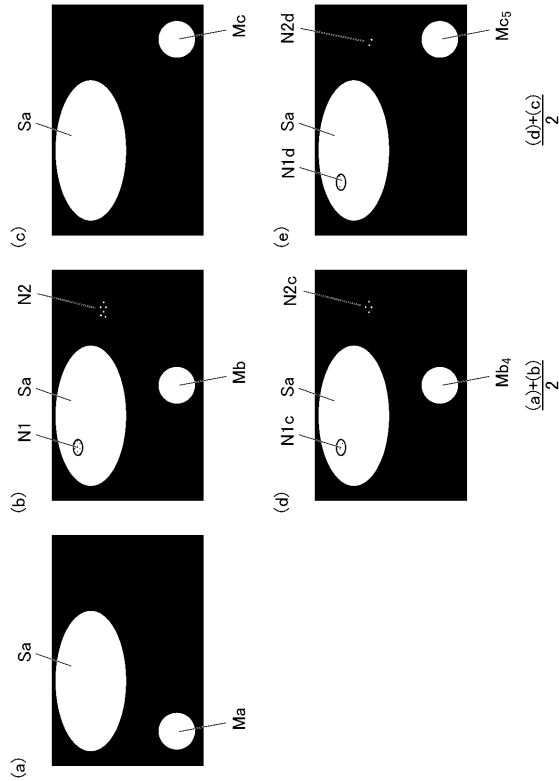
【 図 3 】



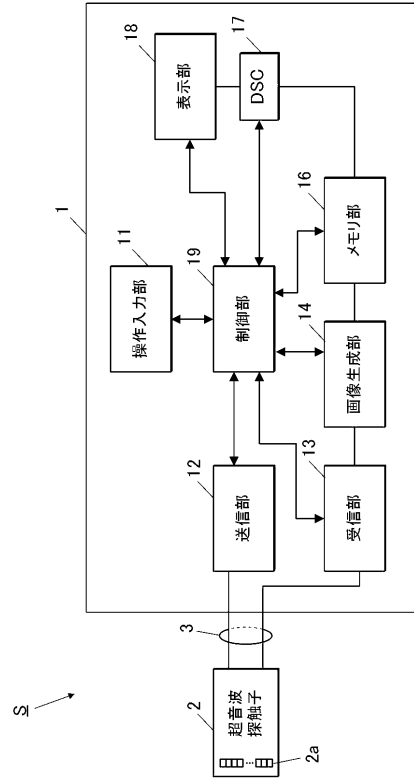
【 図 4 】



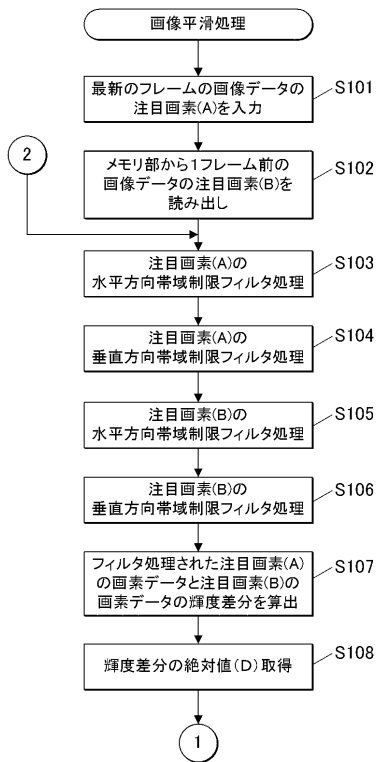
【図5】



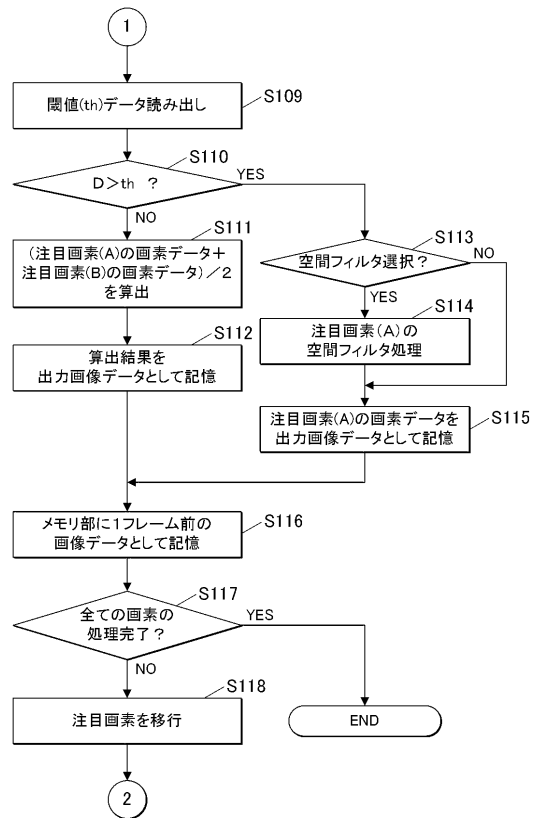
【図9】



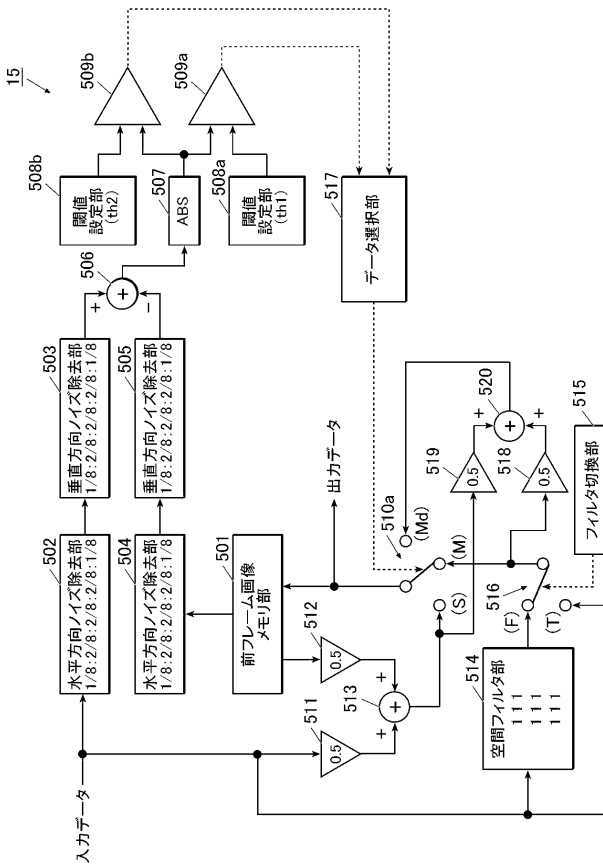
【図10】



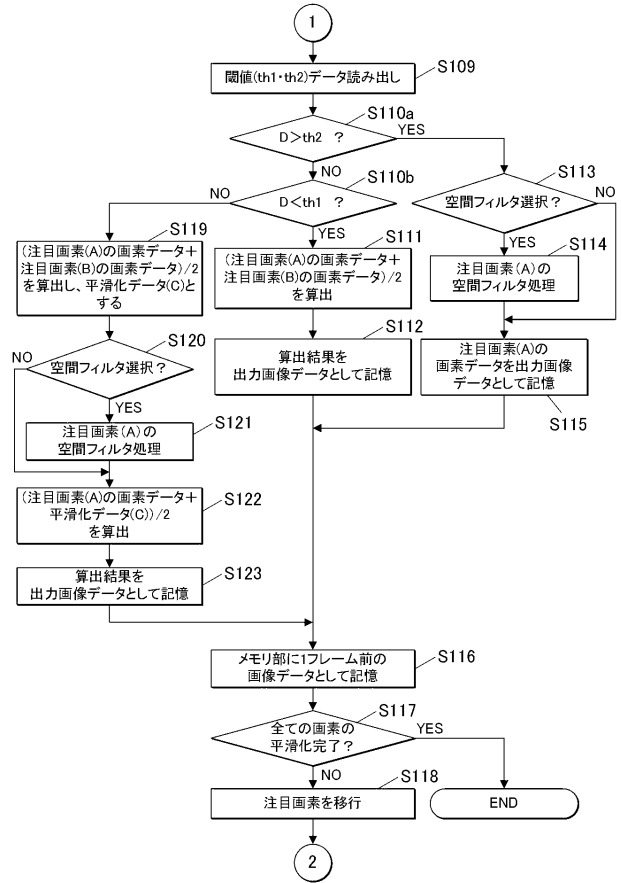
【図11】



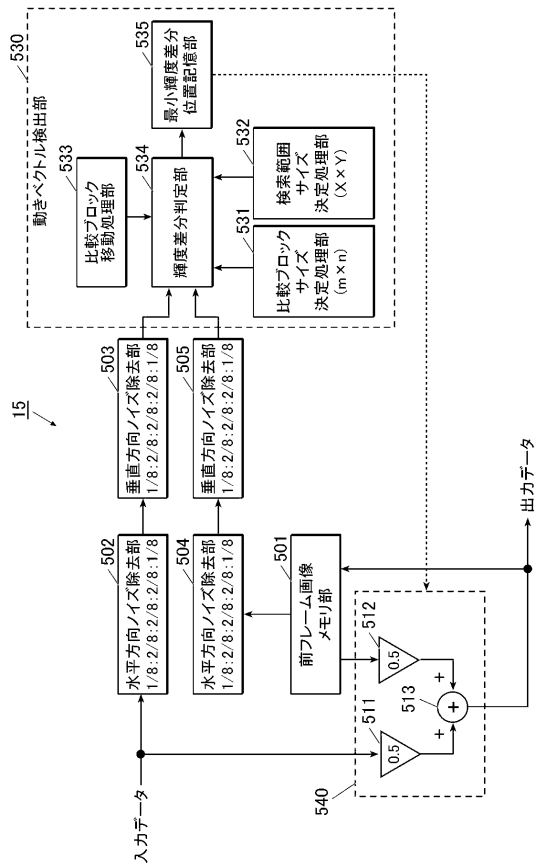
【図 1 2】



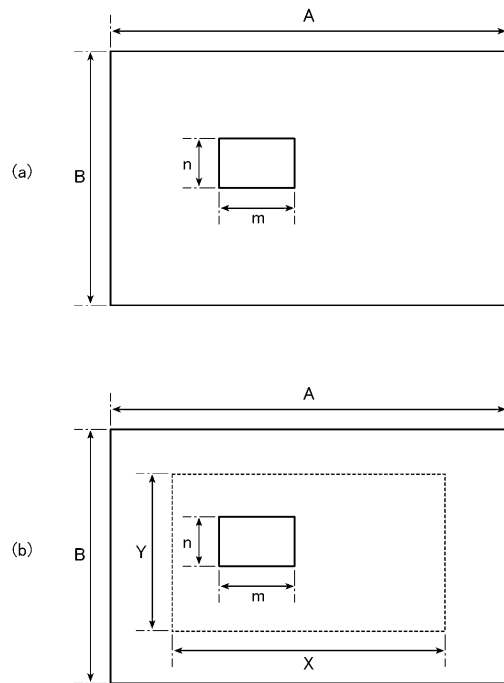
【図 1 3】



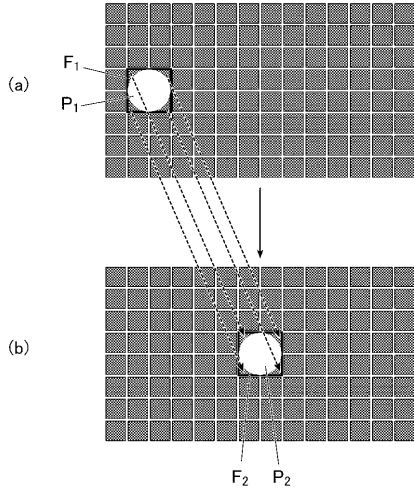
【図 1 4】



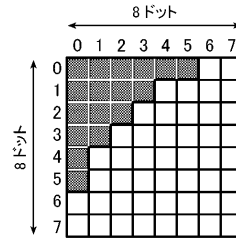
【図 1 5】



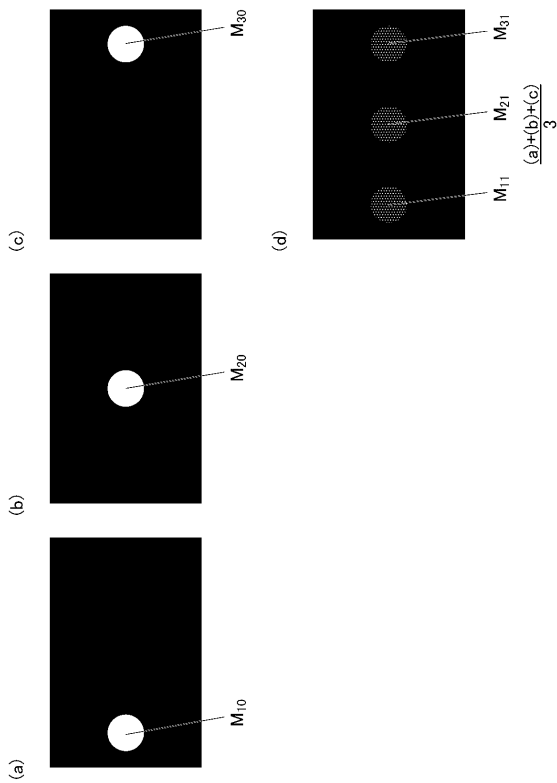
【 図 1 6 】



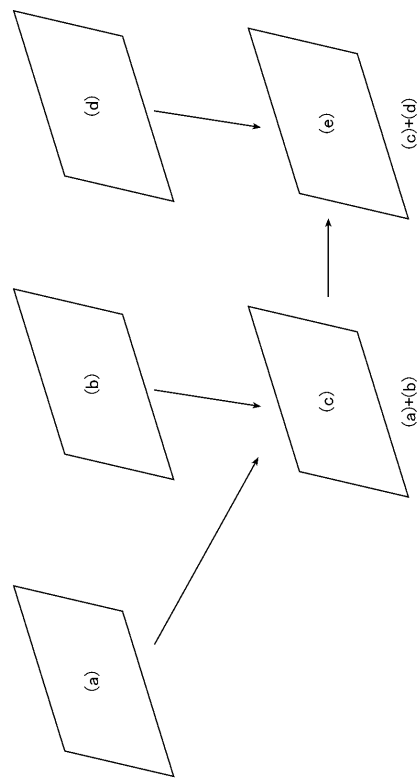
【 図 1 7 】



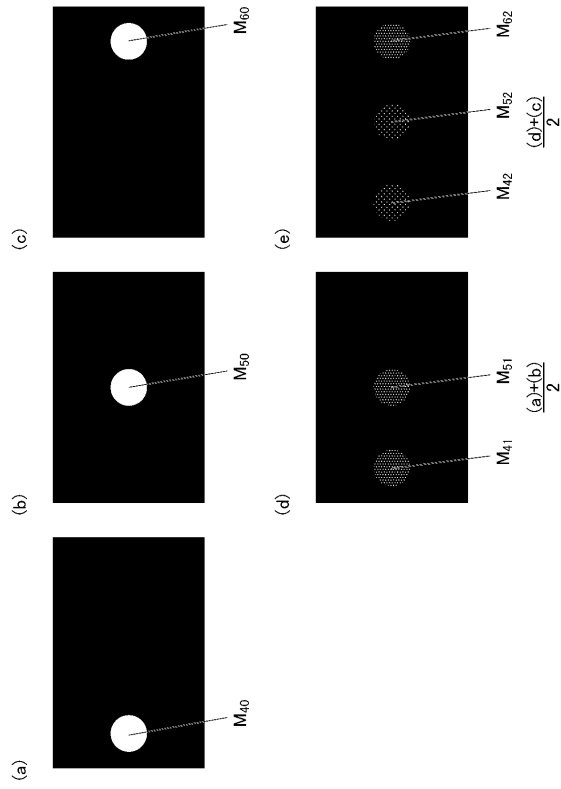
【 図 1 8 】



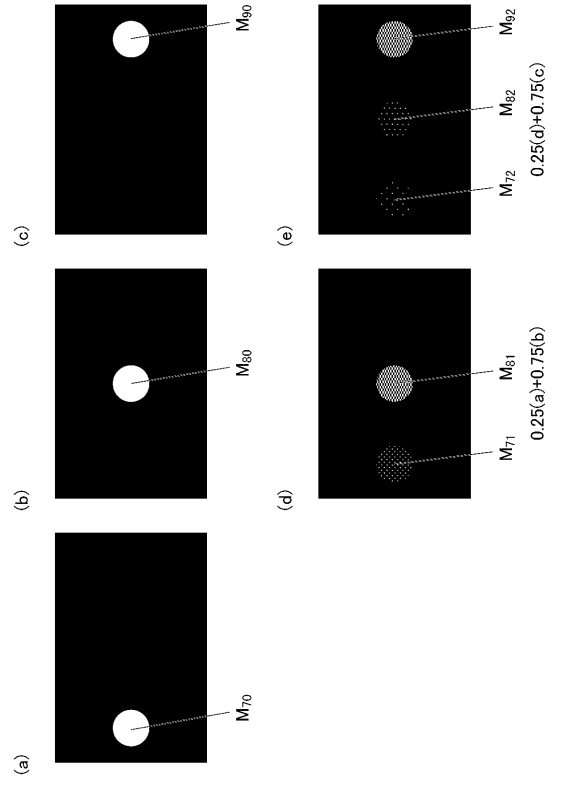
【 図 1 9 】



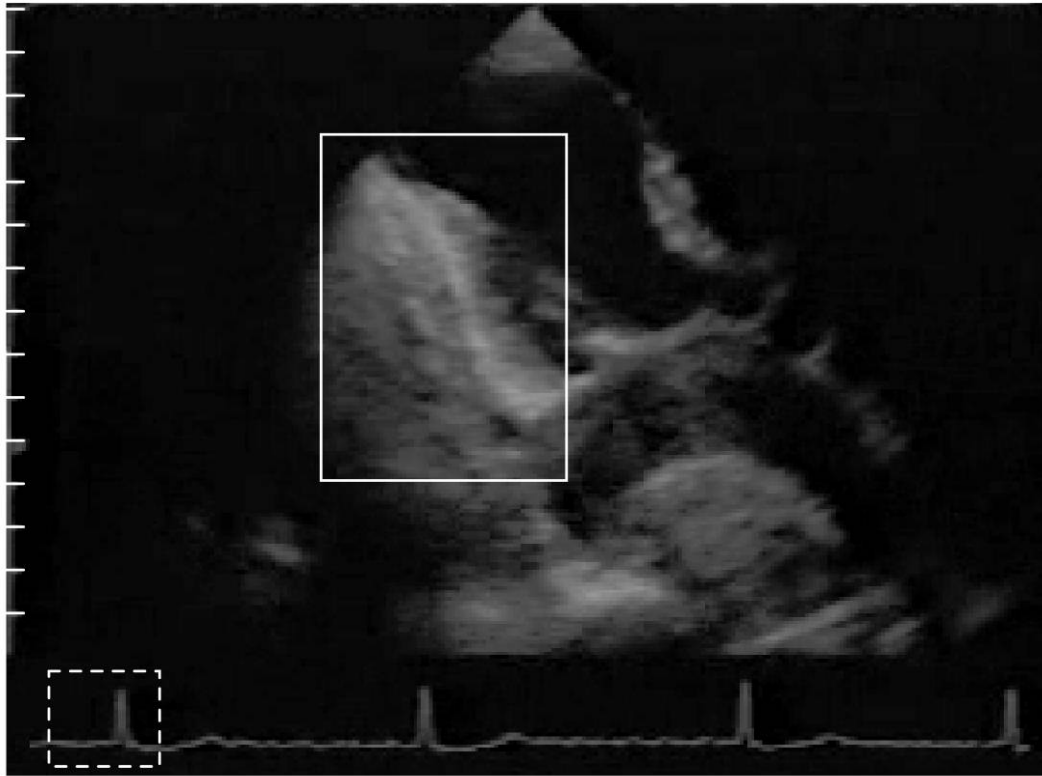
【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】

