

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5867401号
(P5867401)

(45) 発行日 平成28年2月24日 (2016. 2. 24)

(24) 登録日 平成28年1月15日 (2016. 1. 15)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 14 (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2012-534174 (P2012-534174)
 (86) (22) 出願日 平成24年3月22日 (2012. 3. 22)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2012/001967
 (87) 国際公開番号 W02012/137431
 (87) 国際公開日 平成24年10月11日 (2012. 10. 11)
 審査請求日 平成26年9月5日 (2014. 9. 5)
 (31) 優先権主張番号 特願2011-83302 (P2011-83302)
 (32) 優先日 平成23年4月5日 (2011. 4. 5)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000001270
 コニカミノルタ株式会社
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
 (74) 代理人 110001900
 特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務
 所
 (74) 代理人 100090446
 弁理士 中島 司朗
 (72) 発明者 高木 一也
 日本国大阪府門真市大字門真1006番地
 パナソニック株式会社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び、超音波診断画像の出力方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波造影剤が投与された被検体の超音波診断画像を出力する超音波診断装置であって、

前記被検体から複数回受信されたエコー信号の基本波成分及び高調波成分のそれぞれから、前記複数回受信されたエコー信号のそれぞれに対応する複数の画像を形成する画像形成部と、

前記画像形成部によって前記基本波成分から形成された複数の画像のうち、超音波造影剤の像を含む前記複数の画像の中から第一画像を選定し、前記基本波成分から形成された複数の画像の中から超音波造影剤の像が前記第一画像よりも少なく前記第一画像とは異なる第二画像を選定し、前記第一画像及び前記第二画像間の画像変化が所定より小さい領域を動き検出領域に設定する動き検出領域設定部と、

前記動き検出領域における前記第一画像と前記第二画像との間の動き量を検出する動き検出部と、

前記検出した動き量に基づいて、前記第一画像を形成した前記エコー信号の前記高調波成分から形成された第三画像の位置調整を行う動き補正部と、

前記第三画像を超音波診断画像として出力する出力部を備え、

前記動き補正部は前記動き検出領域設定部が設定した前記動き検出領域の位置と、前記動き検出領域に画像の特徴が類似する前記第三画像の領域の位置とが一致するように位置調整を行う

10

20

超音波診断装置。

【請求項 2】

前記動き検出領域設定部は、

前記第一画像を構成する複数の領域のうち、前記第一画像及び前記第二画像間の輝度変化量が所定値より小さく、かつ、前記第一画像における輝度勾配が所定値より大きい領域を動き検出領域に設定する

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記出力部は、

複数の前記第二画像が選定された場合には、前記位置調整が行われた複数の前記第三画像を加算して得られた画像を前記超音波診断画像として出力する

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波診断装置は、さらに、

前記被検体に対して超音波を送信する超音波プローブを備え、

前記動き検出領域設定部は、

前記超音波プローブが高音圧の超音波を発生させることにより超音波造影剤が破壊される前の時刻に形成された画像を前記第一画像として選定し、超音波造影剤が破壊された後の時刻に形成された画像を前記第二画像として選定し、前記動き検出領域を設定する

請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記動き検出領域設定部は、

前記第一画像の平均輝度と前記第二画像の平均輝度との差が最大となるように、前記第一画像及び前記第二画像を選定し、前記動き検出領域を設定する

請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波診断装置は、さらに、

前記被検体から得られたエコー信号を受信する超音波プローブと、

前記超音波プローブがエコー信号を受信する時の前記被検体と前記超音波プローブとの相対的な位置又は角度を測定するセンサと

を備え、

前記動き検出領域設定部は、

前記第一画像が形成されたときの前記センサの測定値と前記第二画像が形成されたときの前記センサの測定値との差が所定値以内である、前記第一画像及び前記第二画像を選定し、前記動き検出領域を設定する

請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記動き検出領域設定部は、

前記複数の画像の中から平均輝度が所定値以上である画像を、前記第一画像及び前記第二画像のいずれか一方として選定し、前記複数の画像の中から平均輝度が所定値以下である画像を、前記第一画像及び前記第二画像のいずれか他方として選定し、前記動き検出領域を設定する

請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記超音波診断装置は、さらに、

前記第一画像における動き検出領域の平均輝度と、前記第二画像における動き検出領域に対応する領域の平均輝度との差が所定値より大きいと否かを判定する染影判定部を備え、

前記動き検出領域設定部は、

前記染影判定部が、前記平均輝度の差が前記所定値より大きいと判定した場合に、前記

動き検出領域の再設定を行う

請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記動き検出領域設定部は、

前記染影判定部が、前記平均輝度差が前記所定値より大きいと判定した場合に、前記動き検出領域を含む領域を新たな動き検出領域と設定することで、前記動き検出領域の再設定を行う

請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記動き検出領域設定部は、

前記第一画像内の領域であって、当該領域を構成する複数の小領域のそれぞれの平均輝度の差が最大である領域を輝度勾配が最大である領域と判定し、前記領域を前記動き検出領域として設定する

請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

超音波造影剤が投与された被検体の超音波診断画像を出力する超音波診断画像の出力方法であって、

前記被検体から複数回受信されたエコー信号の基本波成分及び高調波成分のそれぞれから、前記複数回受信されたエコー信号のそれぞれに対応する複数の画像を形成する画像形成ステップと、

前記画像形成ステップによって前記基本波成分から形成された複数の画像のうち、超音波造影剤の像を含む前記複数の画像の中から第一画像を選定し、前記基本波成分から形成された複数の画像の中から超音波造影剤の像が前記第一画像よりも少なく前記第一画像とは異なる第二画像を選定し、前記第一画像及び前記第二画像間の画像変化が所定より小さい領域を動き検出領域に設定する動き検出領域設定ステップと、

前記動き検出領域における前記第一画像と前記第二画像との間の動き量を検出する動き検出ステップと、

前記検出した動き量に基づいて、前記第一画像を形成した前記エコー信号の前記高調波成分から形成された第三画像の位置調整を行う動き補正ステップと、

前記第三画像を超音波診断画像として出力する出力ステップを含み、

前記動き補正ステップにおいて、前記動き検出領域設定ステップが設定した前記動き検出領域の位置と、前記第三画像において前記動き検出領域に画像の特徴が類似する領域の位置とが一致するように位置調整が行なわれる

超音波診断画像の出力方法。

【請求項 12】

前記被検体に対して超音波を発生させることにより超音波造影剤を破壊する超音波造影剤破壊ステップを備え、

前記動き検出領域設定ステップにおいて、前記超音波造影剤破壊ステップの後の時刻に形成された画像を前記第二画像として選定し、前記超音波造影剤破壊ステップの後所定の時間経過後であって前記第二画像が形成された後に形成された画像を前記第一画像として選定する

請求項 11 に記載の超音波診断画像の出力方法。

【請求項 13】

請求項 11 に記載の超音波診断画像の出力方法をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【請求項 14】

超音波造影剤が投与された被検体の超音波診断画像を出力する集積回路であって、

前記被検体から複数回受信されたエコー信号の基本波成分及び高調波成分のそれぞれから、前記複数回受信されたエコー信号のそれぞれに対応する複数の画像を形成する画像形成部と、

10

20

30

40

50

前記画像形成部によって前記基本波成分から形成された複数の画像のうち、超音波造影剤の像を含む前記複数の画像の中から第一画像を選定し、前記基本波成分から形成された複数の画像の中から超音波造影剤の像が前記第一画像よりも少なく前記第一画像とは異なる第二画像を選定し、前記第一画像及び前記第二画像間の画像変化が所定より小さい領域を動き検出領域に設定する動き検出領域設定部と、

前記動き検出領域における前記第一画像と前記第二画像との間の動き量を検出する動き検出部と、

前記検出した動き量に基づいて、前記第一画像を形成した前記エコー信号の前記高調波成分から形成された第三画像の位置調整を行う動き補正部と、

前記第三画像を超音波診断画像として出力する出力部とを備え、

前記動き補正部は前記動き検出領域設定部が設定した前記動き検出領域の位置と、前記動き検出領域に画像の特徴が類似する前記第三画像の領域の位置とが一致するように位置調整を行う

集積回路。

【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、超音波診断画像の出力方法に関する。特に、超音波造影剤が投与された被検体の超音波診断画像を出力する超音波診断装置、及び、超音波診断画像の出力方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、腫瘍の良悪性鑑別のために、造影超音波検査が行われるようになってきている。造影超音波検査は、血流動態を把握するための画像診断法の一つである。造影超音波検査では、気泡を主成分とする超音波造影剤を血流に投与し、超音波診断装置（例えば、図11）によって被検体の組織とともに超音波造影剤の像を映像として取得することで、血流動態を把握する。

【0003】

血流動態の解析法として、図6に示すTIC（Time Intensity Curve）に基づく診断方法がある。これは、関心部位内の輝度の時間変化を解析するもので、腫瘍の悪性度分類への応用研究がなされている（非特許文献1）。

【0004】

また、最近では、超音波造影剤を用いて腫瘍内の血管走行パターンから腫瘍の悪性度分類を行う研究もなされている（非特許文献2）。血管走行パターンは最大値保持法と呼ばれる手法により画像化される。図5に示す通り、最大値保持法では、微細血管を通る超音波造影剤の粒が画像上で高輝度の点として現れ、それらを順次加算することで、血管走行パターンを構築する（特許文献4）。この最大値保持法は、超音波造影剤の破壊と組み合わせで用いられる。その方法はFRI（Flash Replenishment Imaging）法と呼ばれる。FRI法では、高音圧の超音波を送信して超音波造影剤を破壊した後、関心部位に再流入する超音波造影剤の様子を最大値保持法により観察するものである。これより、超音波造影剤を被検者に再投与せずに、繰り返し、流入の様子を観察することができる。

【0005】

TICに基づく診断方法又はFRI法では、複数の画像に渡って関心部位を追跡する、または、複数の画像を順次加算した画像を用いて関心部位を追跡する必要がある。しかし、いずれも被検者の体動等によって複数の画像の間でズレが生ずると、関心部位の追跡が困難になる。一般的に、画像間のズレを補正するためには、パターンマッチング等の技術によりズレ量に相当する動きベクトルを検出して補正する方法が採られる。ところが、造影超音波検査の場合、超音波造影剤による染影により、関心部位の輝度パターンが異なることがある。その場合、画像間で対応パターンがなくなり、関心部位を正しく追跡することがで

10

20

30

40

50

きないといった問題がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2006-247122号公報

【特許文献2】特開2009-00588号公報

【特許文献3】特開2009-82181号公報

【特許文献4】特開2006-247122号公報

【特許文献5】米国特許第5632277号明細書

【特許文献6】米国特許第5706819号明細書

【特許文献7】米国特許第5577505号明細書

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】Correlation Between the Blood Supply and Grade of Malignancy of Hepatocellular Nodules Associated with Liver Cirrhosis: Evaluation by CT During Intraarterial Injection of Contrast Medium. AJR: 172, April 1999 P. 969 - 976

【非特許文献2】Sonazoid造影超音波による新しい肝癌悪性度分類法の試み、肝臓50巻7号397-399(2009)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

上記問題に対して、超音波造影剤により染影された複数の画像の間に生ずるズレを補正することが課題となる。

【0009】

上記課題に対して、特許文献1～3の従来技術では、超音波造影剤が相対的に少ない基本波画像を用いて動き検出を行う。しかし、この場合、基本波画像にも超音波造影剤が存在し、染影の影響を完全に回避できない場合がある。

【0010】

また、TICに基づく診断をオフラインで行う場合、基本波画像が必要となるが、記録サーバの容量の関係で、高調波画像のみを記録している場合も多い。

【0011】

本発明は、上述の課題を解決するためになされたものであり、超音波造影剤により染影された複数の画像の間に生ずるズレを補正することができる超音波診断装置等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】

【0012】

上記目的を達成するために、本発明の一態様に係る超音波診断装置は、超音波造影剤が投与された被検体の超音波診断画像を出力する超音波診断装置であって、前記被検体から複数回受信されたエコー信号のそれぞれに対応する複数の画像を形成する画像形成部と、前記画像形成部が形成した前記複数の画像から画像全体の輝度が異なる第一画像及び第二画像を選定し、前記第一画像を構成する複数の領域のうち、前記第一画像及び前記第二画像間の輝度変化量が所定値より小さく、かつ、前記第一画像における輝度勾配が所定値より大きい領域を動き検出領域として設定する動き検出領域設定部と、前記動き検出領域設定部が設定した前記動き検出領域の位置と、前記動き検出領域に画像の特徴が類似する第二画像の領域の位置とが一致するように位置調整が行なわれた前記第二画像を超音波診断画像として出力する出力部とを備える。

【0013】

10

20

30

40

50

これによれば、超音波診断装置は、第一画像及び第二画像において超音波造影剤による染影の有無に関らず同一の輝度で表示され、かつ、画像の特徴を捉えやすい領域を動き検出領域として選定することができる。このように動き検出領域を設定し、画像の特徴を利用して位置調整をすることで、超音波診断装置は、超音波造影剤により染影された複数の画像の間に生ずるズレを補正することができる。

【0014】

また、好ましくは、前記出力部は、複数の前記第二画像が選定された場合には、前記位置調整が行われた複数の前記第二画像を加算して得られた画像を前記超音波診断画像として出力する。

【0015】

これによれば、上記の動き検出領域を利用して、複数の染影された画像（第二画像）の位置調整をすることができる。さらに、位置調整されたそれぞれの第二画像の対応する画素の輝度値を加算することで、診断に有用な超音波造影剤の軌跡が超音波診断画像として得られる。

【0016】

また、好ましくは、前記動き検出領域設定部は、超音波造影剤の像を含む前記複数の画像の中から前記第一画像を選定し、超音波造影剤の像を含まない前記複数の画像の中から前記第二画像を選定し、前記動き検出領域を設定する。

【0017】

これによれば、超音波造影剤により染影されていないと客観的に考えられる造影剤が破壊された後の画像と、超音波造影剤により染影されていると客観的に考えられる造影剤が破壊される前の画像とを上記第一画像及び第二画像として選択する。よって、超音波診断装置は、超音波造影剤により染影された複数の画像の間に生ずるズレをより確実に補正することができる。

【0018】

また、好ましくは、前記超音波診断装置は、さらに、前記被検体に対して超音波を送信する超音波プローブを備え、前記動き検出領域設定部は、前記超音波プローブが高音圧の超音波を発生させることにより超音波造影剤が破壊される前の時刻に形成された画像を前記第一画像として選定し、超音波造影剤が破壊された後の時刻に形成された画像を前記第二画像として選定し、前記動き検出領域を設定する。

【0019】

これによれば、超音波造影剤により染影されていないと客観的に考えられるフラッシュ後の画像と、超音波造影剤により染影されていると客観的に考えられるフラッシュ前の画像とを上記第一画像及び第二画像として選択する。ここでフラッシュとは、高音圧の超音波により造影剤を破壊することをいう。よって、超音波診断装置は、超音波造影剤により染影された複数の画像の間に生ずるズレをより確実に補正することができる。

【0020】

また、好ましくは、前記超音波診断装置は、さらに、前記被検体に対して超音波を送信する超音波プローブを備え、前記動き検出領域設定部は、前記超音波プローブが高音圧の超音波を発生させることにより超音波造影剤が破壊される直前の時刻に形成された画像を前記第一画像として選定し、超音波造影剤が破壊された直後の時刻に形成された画像を前記第二画像として選定し、前記動き検出領域を設定する。

【0021】

これによれば、超音波造影剤により染影されていないと客観的に考えられる造影剤が破壊された直後の画像と、超音波造影剤により染影されていると客観的に考えられる造影剤が破壊される直前の画像とを上記第一画像及び第二画像として選択する。よって、超音波診断装置は、超音波造影剤により染影された複数の画像の間に生ずるズレをより確実に補正することができる。

【0022】

また、好ましくは、前記動き検出領域設定部は、前記第一画像の平均輝度と前記第二画

10

20

30

40

50

像の平均輝度との差が最大となるように、前記第一画像及び前記第二画像を選定し、前記動き検出領域を設定する。

【0023】

これによれば、超音波造影剤による染影の影響が最小であると客観的に考えられる画像と、超音波造影剤による染影の影響が最大であると客観的に考えられる画像とを上記第一画像及び第二画像として選択する。よって、超音波診断装置は、超音波造影剤により染影された複数の画像の間に生ずるズレをより確実に補正することができる。

【0024】

また、好ましくは、前記超音波診断装置は、さらに、前記被検体から得られたエコー信号を受信する超音波プローブと、前記超音波プローブがエコー信号を受信する時の前記被検体と前記超音波プローブとの相対的な位置又は角度を測定するセンサとを備え、前記動き検出領域設定部は、前記第一画像が形成されたときの前記センサの測定値と前記第二画像が形成されたときの前記センサの測定値との差が所定値以内である、前記第一画像及び前記第二画像を選定し、前記動き検出領域を設定する。

10

【0025】

これによれば、上記第一画像及び第二画像が被検体の同一の部位を同一の角度で取得した超音波診断画像であることがより確実となる。よって、超音波診断装置は、超音波造影剤により染影された複数の画像の間に生ずるズレをより確実に補正することができる。

【0026】

また、好ましくは、前記動き検出領域設定部は、前記複数の画像の中から平均輝度が所定値以上である画像を、前記第一画像及び前記第二画像のいずれか一方として選定し、前記複数の画像の中から平均輝度が所定値以下である画像を、前記第一画像及び前記第二画像のいずれか他方として選定し、前記動き検出領域を設定する。

20

【0027】

これによれば、超音波造影剤による染影の影響が比較的小さいと客観的に考えられる画像と、超音波造影剤による染影の影響が比較的大きいと客観的に考えられる画像とを上記第一画像及び第二画像として選択する。よって、超音波診断装置は、超音波造影剤により染影された複数の画像の間に生ずるズレをより確実に補正することができる。

【0028】

また、好ましくは、前記超音波診断装置は、さらに、前記第一画像における動き検出領域の平均輝度と、前記第二画像における動き検出領域に対応する領域の平均輝度との差が所定値より大きいと判定する染影判定部を備え、前記動き検出領域設定部は、前記染影判定部が、前記平均輝度の差が前記所定値より大きいと判定した場合に、前記動き検出領域の再設定を行う。

30

【0029】

これによれば、染影の影響が小さいと客観的に考えられ設定された位置調整のための領域に染影の影響が現れたら、その後の位置調整のための領域を再設定し、超音波診断画像の取得を継続することができる。

【0030】

また、好ましくは、前記動き検出領域設定部は、前記染影判定部が、前記平均輝度差が前記所定値より大きいと判定した場合に、前記動き検出領域を含む領域を新たな動き検出領域と設定することで、前記動き検出領域の再設定を行う。

40

【0031】

これによれば、染影の影響が小さいと客観的に考えられ設定された位置調整のための領域に染影の影響が現れたら、位置調整のための領域を大きくし、位置調整のための画像の特徴の検出を正確に行うことができる。

【0032】

また、好ましくは、前記画像形成部は、前記被検体のエコー信号の基本波成分及び高調波成分のそれぞれから画像を形成し、前記動き検出領域設定部は、前記画像形成部が形成した高調波成分から形成された前記複数の画像の中から前記第一画像及び前記第二画像を

50

選定し、前記動き検出領域を設定する。

【 0 0 3 3 】

これによれば、超音波診断装置は、超音波造影剤の像が鮮明に撮像される高調波成分から形成された画像を超音波診断画像として出力することができる。また、オフラインで診断する場合には、基本波画像が必要とされないため記録サーバの容量負荷を軽減できる。

【 0 0 3 4 】

また、好ましくは、前記画像形成部は、前記被検体のエコー信号の基本波成分及び高調波成分のそれぞれから画像を形成し、前記動き検出領域設定部は、前記画像形成部が形成した基本波成分から形成された前記複数の画像の中から前記第一画像を選定し、前記画像形成部が形成した基本波成分及び高調波成分のそれぞれから形成された複数の画像の中から前記第二画像を選定し、前記動き検出領域を設定する。

10

【 0 0 3 5 】

これによれば、超音波造影剤の像が比較的撮像されにくい基本波成分から形成された画像をもとに位置調整のための領域を設定し、当該画像に対応する高調波成分から形成された画像の位置調整を行うことができる。そして、高調波成分から形成された複数の画像が位置調整され、対応する画素の輝度値が加算されることで、診断に有用な超音波造影剤の軌跡が超音波診断画像として得られる。

【 0 0 3 6 】

また、好ましくは、前記動き検出領域設定部は、前記第一画像内の領域であって、当該領域を構成する複数の小領域のそれぞれの平均輝度の差が最大である領域を輝度勾配が最大である領域と判定し、前記領域を前記動き検出領域として設定する。

20

【 0 0 3 7 】

これによれば、輝度が高い部分と低い部分との両方を有する領域を位置調整のための領域として設定することができる。輝度が高い部分と低い部分との両方を有する領域において、輝度の変化パタンの特徴的な点を利用することにより位置調整をより正確に行うことができる。

【 0 0 3 8 】

また、好ましくは、前記超音波診断装置は、さらに、超音波の送信とエコー信号の受信とを行う超音波プローブと、前記超音波プローブにおける超音波の送信とエコー信号の受信とを制御する超音波送受信制御部とを備え、前記超音波送受信制御部は、前記超音波プローブが受信したエコー信号の受信強度が閾値以上であるとき、超音波プローブが高音圧の超音波を発生させるように制御する。

30

【 0 0 3 9 】

これによれば、エコー信号により形成される超音波診断画像において造影剤の像の量が閾値を超えたことを契機に、超音波診断装置は、自動的に超音波造影剤を破壊し、被検体の体内の別の部位から新たな超音波造影剤が流入する際の超音波造影剤の軌跡を取得することができる。よって、超音波診断装置の操作者が自身の判断の下で超音波造影剤を破壊することなく、超音波診断装置が自動的に、新たな超音波造影剤の軌跡を取得することができる。

【 0 0 4 0 】

40

また、好ましくは、前記超音波診断装置は、さらに、超音波の送信とエコー信号の受信とを行う超音波プローブと、前記超音波プローブにおける超音波の送信とエコー信号の受信とを制御する超音波送受信制御部とを備え、前記超音波送受信制御部は、前記超音波プローブが受信したエコー信号の受信強度の単位時間当たりの増加量が閾値以下であるとき、超音波プローブが高音圧の超音波を発生させるように制御する。

【 0 0 4 1 】

これによれば、エコー信号により形成される超音波診断画像において画面上の超音波造影剤の軌跡の像の面積の増加率が小さくなったら、超音波診断装置は、自動的に超音波造影剤を破壊し、被検体の体内の別の部位から超音波造影剤が流入する際の超音波造影剤の軌跡を取得することができる。よって、超音波診断装置の操作者が自身の判断の下で超音

50

波造影剤を破壊することなく、超音波診断装置が自動的に、新たな超音波造影剤の軌跡を取得することができる。

【 0 0 4 2 】

また、本発明の一態様に係る超音波診断画像の出力方法は、超音波造影剤が投与された被検体の超音波診断画像を出力する超音波診断画像の出力方法であって、前記被検体から複数回受信されたエコー信号のそれぞれに対応する複数の画像を形成する画像形成ステップと、前記画像形成ステップで形成された前記複数の画像から画像全体の輝度が異なる第一画像及び第二画像を選定し、前記第一画像を構成する複数の領域のうち、前記第一画像及び前記第二画像間の輝度変化量が所定値より小さく、かつ、前記第一画像における輝度勾配が所定値より大きい領域を動き検出領域として設定する動き検出領域設定ステップと、前記動き検出領域設定ステップが設定した前記動き検出領域の位置と、第二画像において前記動き検出領域に画像の特徴が類似する領域の位置とが一致するように位置調整が行なわれた前記第二画像を超音波診断画像として出力する出力ステップとを含む。

10

【 0 0 4 3 】

これによれば、上記超音波診断装置と同様の効果を奏することができる。

【 0 0 4 4 】

また、本発明の一態様に係る集積回路は、超音波造影剤が投与された被検体の超音波診断画像を出力する集積回路であって、前記被検体から複数回受信されたエコー信号のそれぞれに対応する複数の画像を形成する画像形成部と、前記画像形成部が形成した前記複数の画像から画像全体の輝度が異なる第一画像及び第二画像を選定し、前記第一画像を構成する複数の領域のうち、前記第一画像及び前記第二画像間の輝度変化量が所定値より小さく、かつ、前記第一画像における輝度勾配が所定値より大きい領域を動き検出領域として設定する動き検出領域設定部と、前記動き検出領域設定部が設定した前記動き検出領域の位置と、第二画像において前記動き検出領域に画像の特徴が類似する領域の位置とが一致するように位置調整が行なわれた前記第二画像を超音波診断画像として出力する出力部とを備える。

20

【 0 0 4 5 】

これによれば、上記超音波診断装置と同様の効果を奏する。

【 0 0 4 6 】

なお、本発明は、装置として実現できるだけでなく、その装置を構成する処理手段をステップとする方法として実現したり、それらステップをコンピュータに実行させるプログラムとして実現したり、そのプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能なCD-ROMなどの記録媒体として実現したり、そのプログラムを示す情報、データ又は信号として実現したりすることもできる。そして、それらプログラム、情報、データ及び信号は、インターネット等の通信ネットワークを介して配信してもよい。

30

【発明の効果】

【 0 0 4 7 】

超音波造影剤の少ない画像と多い画像とを対比し、比較的染影効果の小さい領域を選定することで、動き検出領域を設定する。その結果、染影下でも正しく動きを検出し、画像間に生ずるズレを補正によりなくすることができる。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 8 】

【図 1】図 1 は、本発明に係る実施の形態 1 の超音波診断装置の構成図である。

【図 2 A】図 2 A は、本発明に係る実施の形態 1 のフローチャートである。

【図 2 B】図 2 B は、本発明に係る実施の形態 1 の変形例 2 の超音波診断装置の構成図である。

【図 2 C】図 2 C は、本発明に係る実施の形態 1 の変形例 2 のフローチャートである。

【図 3】図 3 は、本発明に係る実施の形態 2 の超音波診断装置の構成図である。

【図 4 A】図 4 A は、本発明に係る実施の形態 2 のフローチャートである。

【図 4 B】図 4 B は、本発明に係る実施の形態 2 の変形例 2 の超音波診断装置の構成図で

50

ある。

【図４Ｃ】図４Ｃは、本発明に係る実施の形態２の変形例２のフローチャートである。

【図５】図５は、最大値保持法を説明するための図である。

【図６】図６は、時間変化解析を説明するための図である。

【図７】図７は、二送信法における基本波成分の抽出を説明するための図である。

【図８Ａ】図８Ａは、基本波画像で検出した動きベクトルの使い方を説明するための図である。

【図８Ｂ】図８Ｂは、動きベクトルを使った入力画像の位置調整の概念図である。

【図９】図９は、超音波造影剤破壊と輝度変化の関係を説明するための図である。

【図１０】図１０は、動き検出領域の再設定を説明するための図である。

【図１１】図１１は、超音波診断装置の外観図の一例である。

【発明を実施するための形態】

【００４９】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照して説明する。

【００５０】

なお、以下で説明する実施の形態は、いずれも本発明の好ましい一具体例を示すものである。以下の実施の形態で示される数値、形状、材料、構成要素、構成要素の配置位置及び接続形態、ステップ、ステップの順序などは、一例であり、本発明を限定する主旨ではない。また、以下の実施の形態における構成要素のうち、本発明の最上位概念を示す独立請求項に記載されていない構成要素については、より好ましい形態を構成する任意の構成要素として説明される。

【００５１】

以下、ＦＲＩ法の場合を例に説明する。なお、この方法をＴＩＣに基づく診断方法に適用することも可能である。

【００５２】

本実施の形態では、超音波造影剤の像が少ない画像と多い画像とを用いて、超音波造影剤により染色されにくく、かつ、領域内の輝度勾配が大きい領域を選定し、動き検出、及び、画像の位置調整をする例について示す。

【００５３】

本実施の形態は、ＦＲＩ法で超音波造影剤の流入の様子を観測する。すなわち、ユーザーは、超音波診断装置の表示画面内に超音波造影剤が満たされるのを確認した後、高音圧の超音波により超音波造影剤を破壊する。

【００５４】

以降、システムの構成と動作について説明する。

【００５５】

（実施の形態１）

図１は、本発明に係る実施の形態１の超音波診断装置１の構成図である。

【００５６】

図１に示されるように、実施の形態１の超音波診断装置１は、超音波プローブ１００、超音波送信部１０１、超音波受信部１０２、超音波送受信制御部１０３、基本波画像形成部１０４、高調波画像形成部１０５、画像メモリ１０６、画像加算メモリ１０７、動き検出領域設定部１０８、動き検出部１０９、動き補正部１１１、画像加算部１１２及び表示部１１３を備える。なお、基本波画像形成部１０４は、画像形成部の一例である。また、高調波画像形成部１０５は、画像形成部の別の一例である。また、表示部１１３は、出力部の一例である。

【００５７】

< 構成 >

超音波プローブ１００は、超音波送信部１０１より出力された電気信号を超音波に変換し、その超音波を被検体に送信する。そして、被検体から反射して返ってきたエコー信号を電気信号に変換して超音波受信部１０２へ出力する。

【 0 0 5 8 】

超音波送信部 1 0 1 は、超音波信号の元となる電気信号を生成し、超音波プローブ 1 0 0 へ出力する。

【 0 0 5 9 】

超音波受信部 1 0 2 は、超音波プローブ 1 0 0 より出力されたエコー信号をデジタル信号に変換した後、基本波画像形成部 1 0 4 及び高調波画像形成部 1 0 5 のそれぞれへ出力する。

【 0 0 6 0 】

超音波送受信制御部 1 0 3 は、超音波送信部 1 0 1 における超音波の送信及び超音波受信部 1 0 2 における超音波の受信を制御する。また、超音波造影剤を破壊するための高音圧の超音波を超音波送信部 1 0 1 より発生させるときに、動き検出領域設定部 1 0 8 に超音波造影剤破壊信号を送信する。

10

【 0 0 6 1 】

基本波画像形成部 1 0 4 は、超音波受信部 1 0 2 より出力されたエコー信号から基本波成分を抽出し、輝度信号に変換して基本波画像を形成する。そして、形成した基本波画像を入力画像 F として画像メモリ 1 0 6 及び動き検出部 1 0 9 のそれぞれへ出力する。なお、基本波画像形成部 1 0 4 は、画像形成部の一例である。

【 0 0 6 2 】

高調波画像形成部 1 0 5 は、超音波受信部 1 0 2 より出力されたエコー信号から高調波成分を抽出し、輝度信号に変換して高調波画像を形成する。そして、形成した高調波画像を入力画像 H として画像加算メモリ 1 0 7 及び動き補正部 1 1 1 のそれぞれへ出力する。なお、高調波画像形成部 1 0 5 は、画像形成部の一例である。

20

【 0 0 6 3 】

動き検出領域設定部 1 0 8 は、画像メモリ 1 0 6 に記憶されている基本波画像から超音波造影剤が多い染影画像 F と超音波造影剤が少ない基準画像 F とを画像対として選定する。そして、選定した画像対から動き検出領域を設定する。設定された動き検出領域は、動き検出部 1 0 9 へ出力される。なお、画像対は、第一画像及び第二画像に相当する。

【 0 0 6 4 】

ここで、画像メモリ 1 0 6 に記憶されている画像のうち、任意の画像を画像対として選定してよい。

30

【 0 0 6 5 】

動き検出部 1 0 9 は、動き検出領域設定部 1 0 8 より出力された動き検出領域に基づき、動き検出領域設定部 1 0 8 で選定された基準画像 F と基本波画像形成部 1 0 4 より出力された入力画像 F との画像間の動きベクトルを検出する。検出された動きベクトルは動き補正部 1 1 1 へ出力される。

【 0 0 6 6 】

動き補正部 1 1 1 は、動き検出部 1 0 9 より出力された動きベクトルに基づき、高調波画像形成部 1 0 5 より出力された入力画像 H に対して動き補正を行う。補正された高調波画像 H m は、画像加算部 1 1 2 へ出力される。

【 0 0 6 7 】

画像加算部 1 1 2 は、画像加算メモリ 1 0 7 に記憶されている基準画像 H に対して、動き補正部 1 1 1 より出力された入力画像 H m を順次加算する。このとき、最大値保持して加算する。加算画像は、表示部 1 1 3 へ出力される。

40

【 0 0 6 8 】

表示部 1 1 3 は、画像加算部 1 1 2 が入力画像 H m を順次加算することで生成した加算画像を表示する。なお、表示部 1 1 3 は、出力部の一例である。

【 0 0 6 9 】

以上が、実施の形態 1 に係る装置構成である。

【 0 0 7 0 】

< 動作 >

50

以下、本発明に係る実施の形態１の動作の流れについて、図２Ａを用いて説明する。

【００７１】

図２Ａは、本発明に係る実施の形態１のフローチャートである。

【００７２】

[ステップＳ１００]

最初に、基本波画像形成部１０４は、エコー信号から基本波成分をフィルタで抽出し、輝度信号に変換して入力画像Ｆを形成する。一方、高調波画像形成部１０５は、パルス反転法（特許文献５及び６）又は振幅変調法（特許文献７）などの二送信レート法により、高調波成分で構成される入力画像Ｈを形成する。このとき、図７に示す通り、基本波画像は２回の送信のエコー信号の内的一方から形成する。次に、入力画像Ｆと入力画像Ｈとを画像メモリ１０６及び画像加算メモリ１０７へそれぞれ記憶する。また、入力画像Ｆを動き検出部１０９、入力画像Ｈを動き補正部１１１へそれぞれ出力する。

10

【００７３】

[ステップＳ１０１]

次に、動き検出領域設定部１０８は、ユーザーが超音波造影剤を破壊するための操作をするのを待つ状態に入る。ユーザーが当該操作をしない場合には、ステップＳ１００に戻り、次のエコー信号を画像化する。

【００７４】

[ステップＳ１０２]

破壊制御信号を受信した場合、動き検出領域設定部１０８は、画像メモリ１０６に記憶されている基本波画像から、超音波造影剤破壊直後の画像を基準画像Ｆとして選定する。基準画像Ｆは超音波造影剤が少ない画像であり、かつ、後述する最大値保持法で用いる初期画像に対応する基本波画像である。また、画像加算メモリ１０７のうち基準画像Ｆに対応する高調波画像を基準画像Ｈとして選定する。

20

【００７５】

[ステップＳ１０３]

次に、動き検出領域設定部１０８は、画像メモリ１０６に記憶されている基本波画像から、超音波造影剤破壊直前の画像を染影画像Ｆとして選定する。染影画像Ｆは基準画像Ｆと同じ超音波プローブの位置で取得された画像である必要がある。なお、本実施の形態では、超音波造影剤破壊に要する時間は短く、画像間のズレがないとみなせると仮定する。

30

【００７６】

[ステップＳ１０４]

次に、動き検出領域設定部１０８は、基準画像Ｆと染影画像Ｆとを、画像を構成するブロック単位に比較し、画像間で輝度変化の小さいブロックを非染影領域に設定する。輝度変化は、ブロック内の平均輝度差で判断し、破壊後のブロック内の平均輝度をＡ、破壊前をＢ、ブロック内の画素数をｎ、閾値をＴとすると、（式１）を満たすブロックを非染影領域に設定する。

【００７７】

【数１】

$$|A - B| < T,$$

40

$$A = \sum_{i=1}^n A_i / n, \quad B = \sum_{i=1}^n B_i / n \quad (\text{式 1})$$

【００７８】

ここで閾値Ｔは、例えば、画像のダイナミックレンジの１０％に相当する値に設定する。

50

【 0 0 7 9 】

[ステップ S 1 0 5]

次に、動き検出領域設定部 1 0 8 は、設定した非染影領域について、エッジの存在を確認する。具体的な確認方法を以下に示す。各ブロックをサブブロックに分割し、サブブロック毎に平均輝度を算出する。そして、サブブロック間の平均輝度差を算出後、各々の平均輝度差の最大値をブロックのエッジ値とする。すなわち、ブロックをサブブロック p、q、r、s に分割し、平均輝度をそれぞれ P、Q、R、S、サブブロックの画素数を n、閾値を T、とすると、(式 2) を満たすブロックを動き検出領域に設定する。

【 0 0 8 0 】

【 数 2 】

10

$$\text{MAX}(|P-Q|, |R-S|, |P-R|, |Q-S|) < T,$$

$$P = \sum_{i=1}^n P_i / n, \quad Q = \sum_{i=1}^n Q_i / n,$$

$$R = \sum_{i=1}^n R_i / n, \quad S = \sum_{i=1}^n S_i / n \quad (\text{式 2})$$

20

【 0 0 8 1 】

ここで閾値 T は、例えば、画像のダイナミックレンジの 5 0 % に設定する。

【 0 0 8 2 】

[ステップ S 1 0 6]

次に、動き検出部 1 0 9 は、基準画像 F と入力画像 F との間の動きベクトルを検出する。動きベクトルの検出方法には、基準画像 F に対して設定した動き検出領域について、公知のパターンマッチングを行い、動きベクトルを取得する方法が適用できる。

【 0 0 8 3 】

30

[ステップ S 1 0 7]

次に、動き補正部 1 1 1 において、基準画像 F に対する入力画像 F のズレを平行移動により補正する。図 8 A に示す通り、基本波画像ではなく高調波画像の入力画像 H を補正対象として動き補正を行う。画像全体を平行移動させるようなグローバルな動きを補正する場合には、各々の動き検出領域で得られた動きベクトルの平均値又は中央値を補正量とする。一方、領域単位 (最小は画素単位) のローカルな動きを補正する場合には、補間により、各領域の動きベクトルを決定する。

【 0 0 8 4 】

[ステップ S 1 0 8]

最後に、画像加算部 1 1 2 は、最大値保持法により、高調波画像から血管走行パターンを構築する。具体的には、画像加算メモリ 1 0 7 に記憶されている基準画像 H に対して、順次、入力画像 H を加算する。その結果生成された画像を超音波診断画像として出力する。

40

【 0 0 8 5 】

以上が、本実施の形態の動作の流れである。

【 0 0 8 6 】

なお、画像メモリ 1 0 6 に記憶されている画像から画像対を選定する際、動き検出領域による動き検出をより効果的に行うために、例えば以下のようにしてもよい。

【 0 0 8 7 】

超音波造影剤の像を多く含む画像と、超音波造影剤の像を含まない画像を画像対として選定してもよい。

50

【0088】

超音波プローブから高音圧の超音波を発生させて被検体内の超音波造影剤を破壊するフラッシュを行う場合、フラッシュより前の時刻に取得された画像と、フラッシュより後の時刻に取得された画像を画像対として選定してもよい。

【0089】

また、超音波プローブから高音圧の超音波を発生させて被検体内の超音波造影剤を破壊するフラッシュを行う場合、フラッシュの直前の時刻に取得された画像と、フラッシュの直後の時刻に取得された画像を画像対として選定してもよい。

【0090】

また、画像の平均輝度差が最大となる2枚の画像を画像対として選定してもよい。

10

【0091】

また、超音波プローブが位置又は角度を測定するセンサを備えている場合、そのセンサの測定値が閾値以内となる2枚の画像を画像対として選定してもよい。

【0092】

また、画像の平均輝度が所定位置以上である画像と、画像の平均輝度が別の所定位置以下である画像とを、画像対として選定してもよい。

【0093】

<効果>

図8Bは、動きベクトルを使った入力画像の位置調整の概念図である。

【0094】

20

図8Bに示されるように、本実施の形態によれば、超音波造影剤の像が少ない画像(a)と多い画像(b)とを選定し、画像を構成する領域単位に画像間のパターン類似度を評価することで、各々の領域を染影領域と非染影領域に分類できる。非染影領域のうち、当該領域内の輝度勾配が大きい領域を動き検出領域と設定して、動き検出を実現(動きベクトル(c)を算出)し、画像の位置調整(d)(e)をすることができる。また、以上の動作は、従来のFRI法と同様の操作手順で実現できる。

【0095】

また、超音波造影剤破壊前後の超音波造影剤が多い画像と、少ない画像と、超音波造影剤破壊後の所定時間経過後の画像とを選定し、画像を構成する領域単位に画像間のパターン類似度を評価することで、各々の領域を染影領域と非染影領域に分類できる。これにより、染影の領域を除いた動き検出を実現し、超音波造影剤破壊後の所定時間経過後の画像の位置調整をすることができる。また、以上の動作は、従来のFRI法と同様の操作手順で実施できる。

30

【0096】

以上のように、本発明の一態様に係る超音波診断装置によれば、超音波診断装置は、第一画像及び第二画像において超音波造影剤による染影の有無に関らず同一の輝度で表示され、かつ、画像の特徴を捉えやすい領域を動き検出領域として選定することができる。このように動き検出領域を設定し、画像の特徴を利用して位置調整をすることで、超音波診断装置は、超音波造影剤により染影された複数の画像の間に生ずるズレを補正することができる。

40

【0097】

また、上記の動き検出領域を利用して、複数の染影された画像(第二画像)の位置調整をすることができる。さらに、位置調整されたそれぞれの第二画像の対応する画素の輝度値を加算することで、診断に有用な超音波造影剤の軌跡が超音波診断画像として得られる。

【0098】

また、超音波造影剤により染影されていないと客観的に考えられる造影剤が破壊された後の画像と、超音波造影剤により染影されていると客観的に考えられる造影剤が破壊される前の画像とを上記第一画像及び第二画像として選択する。よって、超音波診断装置は、超音波造影剤により染影された複数の画像の間に生ずるズレをより確実に補正することが

50

できる。

【 0 0 9 9 】

また、超音波造影剤により染影されていないと客観的に考えられるフラッシュ後の画像と、超音波造影剤により染影されていると客観的に考えられるフラッシュ前の画像とを上記第一画像及び第二画像として選択する。ここでフラッシュとは、高音圧の超音波により造影剤を破壊することをいう。よって、超音波診断装置は、超音波造影剤により染影された複数の画像の間に生ずるズレをより確実に補正することができる。

【 0 1 0 0 】

また、超音波造影剤により染影されていないと客観的に考えられる造影剤が破壊された直後の画像と、超音波造影剤により染影されていると客観的に考えられる造影剤が破壊される直前の画像とを上記第一画像及び第二画像として選択する。よって、超音波診断装置は、超音波造影剤により染影された複数の画像の間に生ずるズレをより確実に補正することができる。

10

【 0 1 0 1 】

また、超音波造影剤による染影の影響が最小であると客観的に考えられる画像と、超音波造影剤による染影の影響が最大であると客観的に考えられる画像とを上記第一画像及び第二画像として選択する。よって、超音波診断装置は、超音波造影剤により染影された複数の画像の間に生ずるズレをより確実に補正することができる。

【 0 1 0 2 】

また、上記第一画像及び第二画像が被検体の同一の部位を同一の角度で取得した超音波診断画像であることがより確実となる。よって、超音波診断装置は、超音波造影剤により染影された複数の画像の間に生ずるズレをより確実に補正することができる。

20

【 0 1 0 3 】

また、超音波造影剤による染影の影響が比較的小さいと客観的に考えられる画像と、超音波造影剤による染影の影響が比較的大きいと客観的に考えられる画像とを上記第一画像及び第二画像として選択する。よって、超音波診断装置は、超音波造影剤により染影された複数の画像の間に生ずるズレをより確実に補正することができる。

【 0 1 0 4 】

超音波造影剤の像が比較的撮像されにくい基本波成分から形成された画像をもとに位置調整のための領域を設定し、位置調整を行うことができる。

30

【 0 1 0 5 】

また、輝度が高い部分と低い部分との両方を有する領域を位置調整のための領域として設定することができる。輝度が高い部分と低い部分との両方を有する領域において、輝度の変化パタンの特徴的な点を利用することにより位置調整をより正確に行うことができる。

【 0 1 0 6 】

(実施の形態1の変形例1)

以上の説明では、ユーザーが画面中に超音波造影剤が満たされるのを確認してから超音波造影剤を破壊するとしたが、ここでのユーザーの確認作業を自動化してもよい。例えば、図9に示す通り、超音波造影剤を投与した後、画像全体の輝度を時系列で観察し、輝度上昇が鈍化、又は、所定の輝度値以上に達した時点で超音波造影剤を破壊してもよい。

40

【 0 1 0 7 】

また、染影画像Fと基準画像Fとの選定に際して、超音波造影剤破壊直前及び直後の画像を選定するとしているが、例えば、図9に示す通り、画像全体の輝度を時系列に観察した場合に、超音波造影剤破壊を境に、両画像の輝度差が最大になる画像対を選定してもよい。これにより、超音波造影剤が多い画像と少ない画像とを選定できる。

【 0 1 0 8 】

更に、染影画像Fと基準画像Fとの選定に際して、極力同じ断面を得るために超音波造影剤破壊直前及び直後の画像を選定しているが、超音波プローブ100に磁気センサ等の位置センサを取りつけておき、同じ断面の画像対を選定してもよい。

50

【 0 1 0 9 】

また、ステップ S 1 0 5 での輝度変化判定において、平均輝度差に基づいて判定しているが、パターン類似度で判定してもよい。例えば、絶対誤差和 (S A D) でもよい。この場合、超音波造影剤破壊後の画像を A、破壊前の画像を B、ブロック内の画素数を n、誤差を E、閾値を T、とすると、(式 3) を満たすブロックを非造影領域に設定する。

【 0 1 1 0 】

【 数 3 】

$$E = \sum_{i=1}^n |A_i - B_i| < T \quad (\text{式 3})$$

10

【 0 1 1 1 】

また、(式 1) ~ (式 3) の閾値は、画像のダイナミックレンジに対する比率で設定するとしているが、これに限定されるものではなく、固定値でもよい。

【 0 1 1 2 】

また、以上の説明では、リアルタイムに動き補正する動作について説明したが、オフラインで動き補正を行ってもよい。その際、超音波造影剤破壊制御信号を画像と関連付けてメモリに記憶しておき、読み出す際に参照する。また、破壊制御信号を記憶しない場合は、画像全体の輝度から、超音波造影剤を破壊するタイミングを判断するようにしてもよい。具体的には、超音波造影剤を破壊する高音圧の超音波を送信した場合、通常、図 9 に示す通り、輝度が飽和するため、画像全体の輝度が所定閾値に達するタイミングを超音波造影剤破壊タイミングとして検知してもよい。

20

【 0 1 1 3 】

また、以上の説明では、F R I 法を例に説明したが、T I C に基づく診断方法にも適用できる。

【 0 1 1 4 】

以上のように、本発明の一態様に係る超音波診断装置によれば、エコー信号により形成される超音波診断画像において造影剤の像の量が閾値を超えたことを契機に、超音波診断装置は、自動的に超音波造影剤を破壊し、被検体の体内の別の部位から新たな超音波造影剤が流入する際の超音波造影剤の軌跡を取得することができる。よって、超音波診断装置の操作者が自身の判断の下で超音波造影剤を破壊することなく、超音波診断装置が自動的に、新たな超音波造影剤の軌跡を取得することができる。

30

【 0 1 1 5 】

また、エコー信号により形成される超音波診断画像において画面上の超音波造影剤の軌跡の像の面積の増加率が小さくなったら、超音波診断装置は、自動的に超音波造影剤を破壊し、被検体の体内の別の部位から超音波造影剤が流入する際の超音波造影剤の軌跡を取得することができる。よって、超音波診断装置の操作者が自身の判断の下で超音波造影剤を破壊することなく、超音波診断装置が自動的に、新たな超音波造影剤の軌跡を取得することができる。

40

【 0 1 1 6 】

(実施の形態 1 の変形例 2)

本発明の実施の形態 1 の変形例 2 について説明する。本実施の形態では、被検体から得られるエコー信号から形成される基本波画像及び高調波画像のうち、高調波画像を用いて位置調整を行う例について示す。

【 0 1 1 7 】

図 2 B は、本実施の形態の超音波診断装置 1 a の構成図の一例である。

【 0 1 1 8 】

図 2 B に示されるように、本実施の形態の超音波診断装置 1 a は、超音波プローブ 1 0 0、超音波送信部 1 0 1、超音波受信部 1 0 2、超音波送受信制御部 1 0 3、高調波画像

50

形成部 105a、画像メモリ 106a、画像加算メモリ 107、動き検出領域設定部 108a、動き検出部 109a、動き補正部 111、画像加算部 112 及び表示部 113 を備える。実施の形態 1 と大きく異なる点は、本実施の形態において、基本波画像形成部 104 を備えていない点である。

【0119】

<構成>

実施の形態 1 と異なる構成ブロックのみ以下で説明する。

【0120】

超音波受信部 102 は、超音波プローブ 100 より出力されたエコー信号をデジタル信号に変換した後、高調波画像形成部 105a へ出力する。

10

【0121】

高調波画像形成部 105a は、超音波受信部 102 より出力されたエコー信号から高調波成分を抽出し、輝度信号に変換して高調波画像を形成する。そして、形成した高調波画像を入力画像 H として、画像メモリ 106、動き検出部 109a、画像加算メモリ 107 及び動き補正部 111 のそれぞれへ出力する。

【0122】

動き検出領域設定部 108a は、画像メモリ 106 に記憶されている高調波画像から超音波造影剤が多い染影画像 H と超音波造影剤が少ない基準画像 H とを画像対として選定する。そして、選定した画像対から動き検出領域を設定する。設定された動き検出領域は、動き検出部 109a へ出力される。

20

【0123】

動き検出部 109a は、動き検出領域設定部 108a より出力された動き検出領域に基づき、動き検出領域設定部 108a で選定された基準画像 H と高調波画像形成部 105a より出力された入力画像 H との画像間の動きベクトルを検出する。検出された動きベクトルは動き補正部 111 へ出力される。

【0124】

他の機能ブロックについては、実施の形態 1 におけるものと同様であるので説明を省略する。

【0125】

<動作>

図 2C は、本実施の形態の変形例 2 のフローチャートである。

30

【0126】

実施の形態 1 と異なる動作のみ以下で説明する。本実施の形態では、実施の形態 1 におけるステップ S100 の代わりにステップ 100a が実行される。また、ステップ S102 の代わりにステップ 102a が実行される。

【0127】

[ステップ S100a]

最初に、高調波画像形成部 105a は、パルス反転法又は振幅変調法などの二送信レート法により、高調波成分で構成される入力画像 H を形成する。次に、入力画像 H を画像メモリ 106 及び画像加算メモリ 107 へそれぞれ記憶する。また、入力画像 H を動き検出部 109a、入力画像 H を動き補正部 111 へそれぞれ出力する。

40

【0128】

[ステップ S102a]

破壊制御信号を受信した場合、動き検出領域設定部 108a は、画像メモリ 106 及び画像加算メモリ 107 のそれぞれに記憶されている高調波画像から、超音波造影剤破壊直後の画像を基準画像 H として選定する。基準画像 H は超音波造影剤が少ない画像であり、かつ、後述する最大値保持法で用いる初期画像に対応する基本波画像である。

【0129】

[ステップ S103a]

次に、動き検出領域設定部 108a は、画像メモリ 106 に記憶されている高調波画像

50

から、超音波造影剤破壊直前の画像を染影画像Hとして選定する。染影画像Hは基準画像Hと同じ超音波プローブの位置で取得された画像である必要がある。なお、本実施の形態では、超音波造影剤破壊に要する時間は短く、画像間のズレがないとみなせると仮定する。

【0130】

他の動作については、実施の形態1において、基準画像Fの代わりに基準画像Hに対する処理を、入力画像Fの代わりに入力画像Hに対する処理を行うとしたものと同様である。

【0131】

本実施の形態によれば、基本波画像及び高調波画像のうち、高調波画像を用いて超音波造影剤により染影された複数の画像の間に生ずるズレを補正することができる。

10

【0132】

なお、本実施の形態では、FRI法で超音波造影剤の流入の様子を観測する例を示したが、TICに基づく診断方法に適用することも可能である。TICに基づく診断をオフラインで実施する場合、基本波画像が必要とされないため、記録サーバの容量負荷を軽減することができる。

【0133】

以上のように、本発明の一態様に係る超音波診断装置によれば、超音波診断装置は、超音波造影剤の像が鮮明に撮像される高調波成分から形成された画像を超音波診断画像として出力することができる。また、オフラインで診断する場合には、基本波画像が必要とされないため記録サーバの容量負荷を軽減できる。

20

【0134】

(実施の形態2)

図3は、本発明に係る実施の形態2の超音波診断装置2の構成図である。

【0135】

図3に示されるように、実施の形態2の超音波診断装置2は、超音波プローブ200、超音波送信部201、超音波受信部202、超音波送受信制御部203、基本波画像形成部204、高調波画像形成部205、画像メモリ206、画像加算メモリ207、動き検出領域設定部208、動き検出部209、染影判定部210、動き補正部211、画像加算部212及び表示部213を備える。

30

【0136】

<構成>

超音波プローブ200、超音波送信部201、超音波受信部202及び超音波送受信制御部203は、それぞれ、実施の形態1における超音波プローブ100、超音波送信部101、超音波受信部102及び超音波送受信制御部103と同様であるため、説明を省略する。

【0137】

基本波画像形成部204は、超音波受信部202より出力されたエコー信号の基本波成分を抽出し、輝度信号に変換して基本波画像を形成する。そして、形成した基本波画像を入力画像Fとして画像メモリ206、動き検出部209及び染影判定部210へそれぞれ出力する。

40

【0138】

高調波画像形成部205は、超音波受信部202より出力されたエコー信号から高調波成分を抽出し、輝度信号に変換して高調波画像を形成する。そして、形成した高調波画像を入力画像Hとして画像加算メモリ207及び動き補正部211のそれぞれへ出力する。

【0139】

動き検出領域設定部208は、画像メモリ206に記憶されている基準画像Fに対して動き検出領域を設定する。設定された動き検出領域は、動き検出部209へ出力される。

【0140】

動き検出部209は、動き検出領域設定部208より出力された動き検出領域を用いて

50

動き検出領域設定部 208 で選定された基準画像 F と基本波画像形成部 204 より出力された入力画像 F の二枚の画像間の動きベクトルを検出する。検出された動きベクトルは、染影判定部 210 へ出力される。

【0141】

染影判定部 210 は、動き検出部 209 より出力された動きベクトルの参照先について、染影の有無を確認する。染影下に有る場合、当該動きベクトルを無効にし、染影下に無い領域の動きベクトルのみ、動き補正部 211 へ出力する。

【0142】

動き補正部 211、画像加算部 212 及び表示部 213 の処理は実施の形態 1 と同様であるため、説明を省略する。

10

【0143】

以上が、実施の形態 2 に係る装置構成である。

【0144】

<動作>

以下、本発明に係る実施の形態 2 の動作の流れについて、図 4 A を用いて説明する。

【0145】

図 4 A は、本発明に係る実施の形態 2 のフローチャートである。

【0146】

[ステップ S200]

最初に、実施の形態 1 と同様、基本波画像形成部 204 と高調波画像形成部 205 とは、エコー信号の基本波成分から構成される入力画像 F と高調波成分から構成される入力画像 H とを形成し、画像メモリ 206 と画像加算メモリ 207 とにそれぞれ記憶する。そして、入力画像 F を動き検出部 209 及び染影判定部 210 へ出力する。また、入力画像 H を動き補正部 211 へ出力する。

20

【0147】

[ステップ S201]

次に、動き検出領域設定部 208 は、ユーザーからの超音波造影剤破壊制御待ちの状態に入る。破壊信号が入力されない場合には、ステップ S200 に戻り、次のエコー信号を画像化する。

【0148】

[ステップ S202]

超音波造影剤破壊信号を受信した場合、動き検出領域設定部 208 は、画像メモリ 206 に記憶されている基本波画像から超音波造影剤破壊直後の画像を基準画像 F として選定する。同様に、画像加算メモリ 207 に記憶されている高調波画像から超音波造影剤破壊直後の高調波画像を基準画像 H として選定する。

30

【0149】

[ステップ S203]

次に、動き検出領域設定部 208 は、基準画像 F を構成する各ブロックに対してエッジ判定を行う。エッジ判定は、実施の形態 1 と同様、(式 2) に従って実施し、エッジを有するブロックを動き検出領域に設定する。

40

【0150】

[ステップ S204]

次に、動き検出部 209 は、動き検出領域設定部 208 が設定した動き検出領域についてパターンマッチングを行い、基準画像 F と入力画像 F との間の動きベクトルを検出する。

【0151】

[ステップ S205]

次に、染影判定部 210 は、動きベクトルの参照先について、染影の有無を確認する。具体的には、実施の形態 1 と同様、動きベクトル参照元である基準画像 F と動きベクトル参照先である入力画像 F について、輝度変化を評価する。輝度変化の評価は、基準画像のブロック内の平均輝度を C、入力画像のブロック内の平均輝度を D、閾値を T、ブロック

50

内の画素数を n とすると、(式 4) を満たすブロックは染影下に無いと判断し、非染影領域に設定する。

【 0 1 5 2 】

【 数 4 】

$$|C - D| < T,$$

$$C = \sum_{i=1}^n C_i / n, \quad D = \sum_{i=1}^n D_i / n \quad (\text{式 4})$$

10

【 0 1 5 3 】

このとき、閾値 T は、例えば、画像のダイナミックレクレンジの 10% に設定する。

【 0 1 5 4 】

[ステップ S 2 0 6]

なお、染影領域に設定された場合、検出した動きベクトルを無効にする。

【 0 1 5 5 】

[ステップ S 2 0 7]

そして、動き補正部 1 1 1 において、検出された動きベクトルを用いて平行移動処理により、実施の形態 1 と同様、基準画像 F に対する入力画像 F のズレを補正する。 20

【 0 1 5 6 】

[ステップ S 2 0 8]

最後に、実施の形態 1 と同様、画像加算部 2 1 2 は、最大値輝度法により、高調波画像 F から血管走行パターンを構築する。

【 0 1 5 7 】

以上が、実施の形態 2 の動作である。

【 0 1 5 8 】

< 効果 >

実施の形態 2 では、動きベクトル参照先の染影を確認し、染影下に有る場合には、当該動きベクトルを使わない。このため、実施の形態 1 と同様、染影の影響を排した動き検出を実現できる。 30

【 0 1 5 9 】

(実施の形態 2 の変形例 1)

以上の説明では、動きベクトル参照先が染影下にある場合、当該動きベクトルを無効化し、周辺の動きベクトルを採用するとしたが、図 10 に示す通り、エッジを有するブロックを含むように動き検出領域を広げて、動きベクトルを再検出してもよい。

【 0 1 6 0 】

また、ステップ S 2 0 4 での染影判定では、両ブロックの平均輝度差に基づいて判定しているが、これに限定されず、絶対誤差和 (S A D) 等のパターン類似度に基づいて判定してもよい。 40

【 0 1 6 1 】

また、実施の形態 1 と同様、オフライン処理で動き補正を行ってもよい。

【 0 1 6 2 】

また、実施の形態 1 と同様、F R I 法を例に説明したが、T I C に基づく診断方法にも適用できる。

【 0 1 6 3 】

以上のように、本発明の一態様に係る超音波診断装置によれば、染影の影響が小さいと客観的に考えられ設定された位置調整のための領域に染影の影響が現れたら、その後の位置調整のための領域を再設定し、超音波診断画像の取得を継続することができる。 50

【 0 1 6 4 】

また、染影の影響が小さいと客観的に考えられ設定された位置調整のための領域に染影の影響が現れたら、位置調整のための領域を大きくし、位置調整のための画像の特徴の検出を正確に行うことができる。

【 0 1 6 5 】

(実施の形態2の変形例2)

本発明の実施の形態2の変形例2について説明する。本実施の形態では、被検体から得られるエコー信号から形成される基本波画像及び高調波画像のうち、高調波画像を用いて位置調整を行う例について示す。

【 0 1 6 6 】

図4Bは、本実施の形態の超音波診断装置2aの構成図である。

【 0 1 6 7 】

図4Bに示されるように、本実施の形態の超音波診断装置2aは、超音波プローブ200、超音波送信部201、超音波受信部202、超音波送受信制御部203、高調波画像形成部205a、画像メモリ206、画像加算メモリ207、動き検出領域設定部208a、動き検出部209a、染影判定部210、動き補正部211、画像加算部212及び表示部213を備える。実施の形態2と大きく異なる点は、本実施の形態において、基本波画像形成部204を備えていない点である。

【 0 1 6 8 】

<構成>

実施の形態2と異なる構成ブロックのみ以下で説明する。

【 0 1 6 9 】

超音波受信部202は、超音波プローブ200より出力されたエコー信号をデジタル信号に変換した後、高調波画像形成部205aへ出力する。

【 0 1 7 0 】

高調波画像形成部205aは、超音波受信部202より出力されたエコー信号から高調波成分を抽出し、輝度信号に変換して高調波画像を形成する。そして、形成した高調波画像を入力画像Hとして、画像メモリ206、動き検出部209a、画像加算メモリ207及び動き補正部211のそれぞれへ出力する。

【 0 1 7 1 】

動き検出領域設定部208aは、画像メモリ206に記憶されている高調波画像から超音波造影剤が多い染影画像Hと超音波造影剤が少ない基準画像Hとを画像対として選定する。そして、選定した画像対から動き検出領域を設定する。設定された動き検出領域は、動き検出部209aへ出力される。

【 0 1 7 2 】

動き検出部209aは、動き検出領域設定部208aより出力された動き検出領域に基づき、動き検出領域設定部208aで選定された基準画像Hと高調波画像形成部205aより出力された入力画像Hとの画像間の動きベクトルを検出する。検出された動きベクトルは動き補正部211へ出力される。

【 0 1 7 3 】

他の機能ブロックについては、実施の形態2におけるものと同様であるので説明を省略する。

【 0 1 7 4 】

<動作>

図4Cは、本実施の形態のフローチャートである。

【 0 1 7 5 】

実施の形態2と異なる動作のみ以下で説明する。本実施の形態では、実施の形態2におけるステップS200の代わりにステップ200aが実行される。また、ステップS202の代わりにステップ202aが実行される。

【 0 1 7 6 】

[ステップS200a]

最初に、高調波画像形成部205は、エコー信号の高調波成分から構成される入力画像Hを形成し、画像メモリ206と画像加算メモリ207とにそれぞれ記憶する。そして、入力画像Hを動き検出部209a、染影判定部210、動き補正部211へ出力する。

【0177】

[ステップS202a]

超音波造影剤破壊信号を受信した場合、動き検出領域設定部208aは、画像メモリ206及び画像加算メモリ207のそれぞれに記憶されている高調波画像から超音波造影剤破壊直後の画像を基準画像Hとして選定する。

【0178】

10

[ステップS203a]

次に、動き検出領域設定部208は、基準画像Hを構成する各ブロックに対してエッジ判定を行う。エッジ判定は、実施の形態1と同様、(式2)に従って実施し、エッジを有するブロックを動き検出領域に設定する。

【0179】

他の動作については、実施の形態2において、基準画像Fの代わりに基準画像Hに対する処理を、入力画像Fの代わりに入力画像Hに対する処理を行うとしたものと同様である。

【0180】

本実施の形態によれば、基本波画像及び高調波画像のうち、高調波画像を用いて超音波造影剤により染影された複数の画像の間に生ずるズレを補正することができる。

20

【0181】

なお、超音波診断装置が備える機能ブロックは、超音波診断装置のいずれの箇所に配置されてもよい。例えば、超音波診断装置の機能ブロックが表示画面の内部に配置されてもよいし、超音波プローブ内に配置されてもよい。

【0182】

以上のように、本発明の一態様に係る超音波診断装置によれば、超音波診断装置は、超音波造影剤の像が鮮明に撮像される高調波成分から形成された画像を超音波診断画像として出力することができる。また、オフラインで診断する場合には、基本波画像が必要とされないため記録サーバの容量負荷を軽減できる。

30

【0183】

(その他変形例)

なお、本発明を上記実施の形態に基づいて説明してきたが、本発明は、上記の実施の形態に限定されないのはもちろんである。以下のような場合も本発明に含まれる。

【0184】

(1)上記の各装置は、具体的には、マイクロプロセッサ、ROM、RAM、ハードディスクユニット、ディスプレイユニット、キーボード、マウスなどから構成されるコンピュータシステムである。前記RAMまたはハードディスクユニットには、コンピュータプログラムが記憶されている。前記マイクロプロセッサが、前記コンピュータプログラムにしたがって動作することにより、各装置は、その機能を達成する。ここでコンピュータプログラムは、所定の機能を達成するために、コンピュータに対する指令を示す命令コードが複数個組み合わされて構成されたものである。

40

【0185】

(2)上記の各装置を構成する構成要素の一部または全部は、1個のシステムLSI(Large Scale Integration:大規模集積回路)から構成されていてもよい。システムLSIは、複数の構成部を1個のチップ上に集積して製造された超多機能LSIであり、具体的には、マイクロプロセッサ、ROM、RAMなどを含んで構成されるコンピュータシステムである。前記RAMには、コンピュータプログラムが記憶されている。前記マイクロプロセッサが、前記コンピュータプログラムにしたがって動作することにより、システムLSIは、その機能を達成する。

50

【 0 1 8 6 】

(3) 上記の各装置を構成する構成要素の一部または全部は、各装置に脱着可能な I C カードまたは単体のモジュールから構成されているとしてもよい。前記 I C カードまたは前記モジュールは、マイクロプロセッサ、 R O M、 R A M などから構成されるコンピュータシステムである。前記 I C カードまたは前記モジュールは、上記の超多機能 L S I を含むとしてもよい。マイクロプロセッサが、コンピュータプログラムにしたがって動作することにより、前記 I C カードまたは前記モジュールは、その機能を達成する。この I C カードまたはこのモジュールは、耐タンパ性を有するとしてもよい。

【 0 1 8 7 】

(4) 本発明は、上記に示す方法であるとしてもよい。また、これらの方法をコンピュータにより実現するコンピュータプログラムであるとしてもよいし、前記コンピュータプログラムからなるデジタル信号であるとしてもよい。

10

【 0 1 8 8 】

また、本発明は、前記コンピュータプログラムまたは前記デジタル信号をコンピュータ読み取り可能な記録媒体、例えば、フレキシブルディスク、ハードディスク、 C D - R O M、 M O、 D V D、 D V D - R O M、 D V D - R A M、 B D (B l u - r a y D i s c)、半導体メモリなどに記録したものとしてもよい。また、これらの記録媒体に記録されている前記デジタル信号であるとしてもよい。

【 0 1 8 9 】

また、本発明は、前記コンピュータプログラムまたは前記デジタル信号を、電気通信回線、無線または有線通信回線、インターネットを代表とするネットワーク、データ放送等を経由して伝送するものとしてもよい。

20

【 0 1 9 0 】

また、本発明は、マイクロプロセッサとメモリを備えたコンピュータシステムであって、前記メモリは、上記コンピュータプログラムを記憶しており、前記マイクロプロセッサは、前記コンピュータプログラムにしたがって動作するとしてもよい。

【 0 1 9 1 】

また、前記プログラムまたは前記デジタル信号を前記記録媒体に記録して移送することにより、または前記プログラムまたは前記デジタル信号を前記ネットワーク等を経由して移送することにより、独立した他のコンピュータシステムにより実施するとしてもよい。

30

【 0 1 9 2 】

(5) 上記実施の形態及び上記変形例をそれぞれ組み合わせるとしてもよい。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 1 9 3 】

本発明に係る超音波造影剤投与下の動き検出方法は、染影下における手振れや体動の動き補正に有用であり、例えば、実施の形態で説明した最大値保持法に基づく微細血管画像化法や T I C に基づく診断方法に基づく腫瘍種別鑑別、等で利用可能である。

【 符号の説明 】

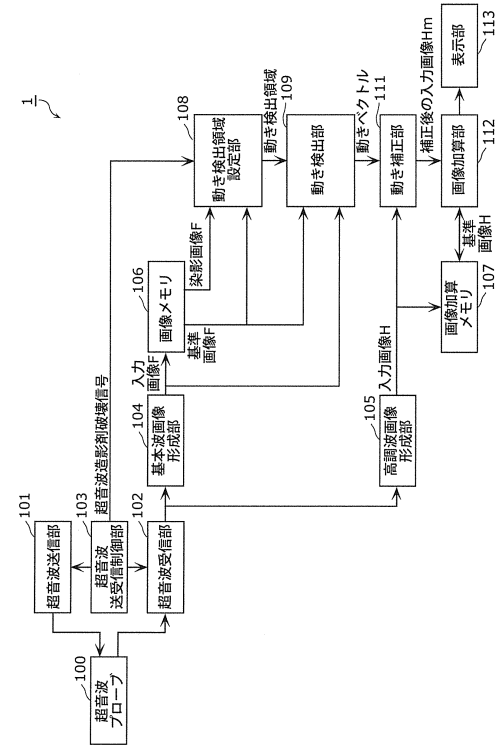
【 0 1 9 4 】

1、2、1 a、2 a	超音波診断装置	40
1 0 0、2 0 0	超音波プローブ	
1 0 1、2 0 1	超音波送信部	
1 0 2、2 0 2	超音波受信部	
1 0 3、2 0 3	超音波送受信制御部	
1 0 4、2 0 4	基本波画像形成部	
1 0 5、1 0 5 a、2 0 5、2 0 5 a	高調波画像形成部	
1 0 6、2 0 6	画像メモリ	
1 0 7、2 0 7	画像加算メモリ	
1 0 8、1 0 8 a、2 0 8、2 0 8 a	動き検出領域設定部	
1 0 9、1 0 9 a、2 0 9、2 0 9 a	動き検出部	50

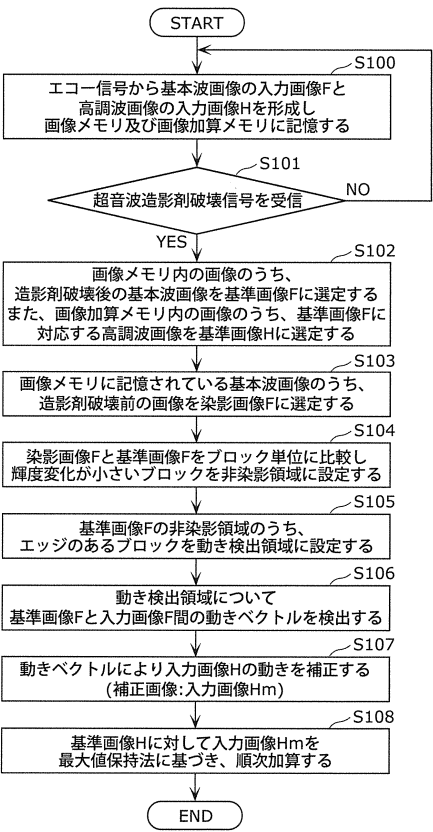
1 1 1、2 1 1
1 1 2、2 1 2
1 1 3、2 1 3
2 1 0

動き補正部
画像加算部
表示部
染影判定部

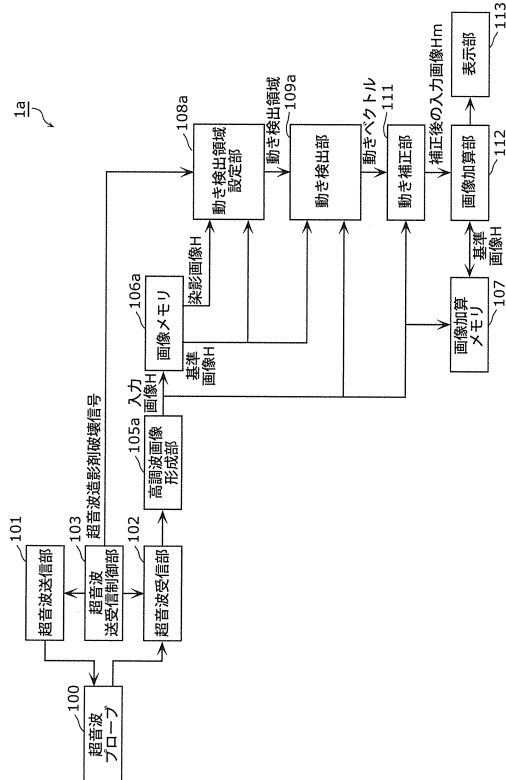
【図 1】



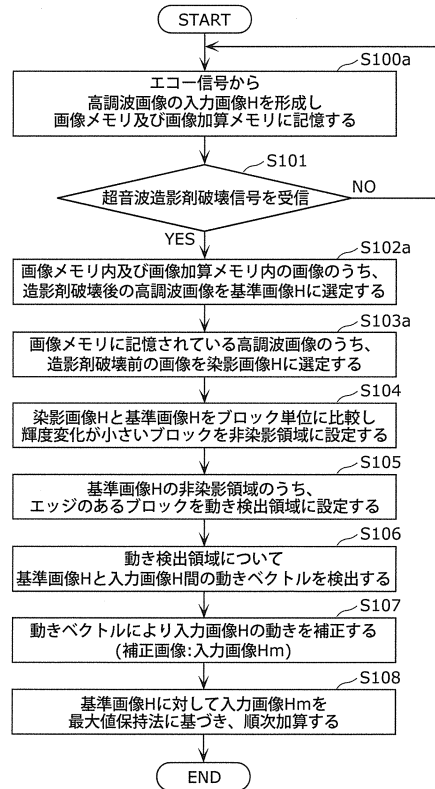
【図 2 A】



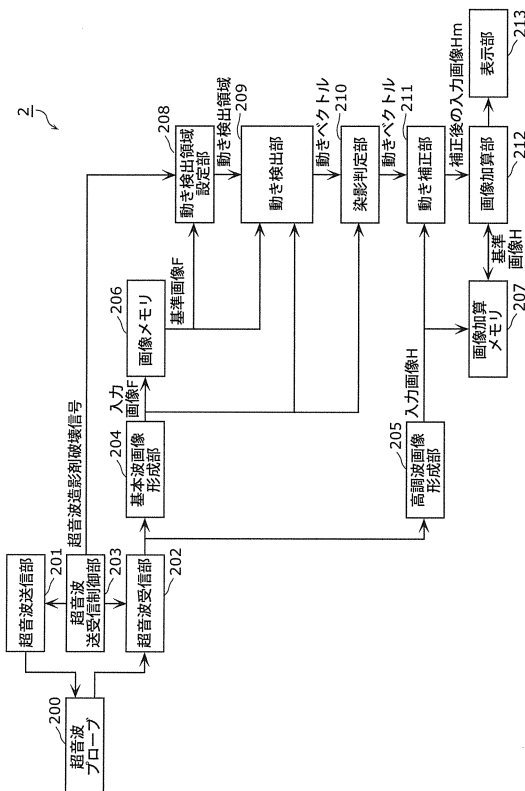
【図 2 B】



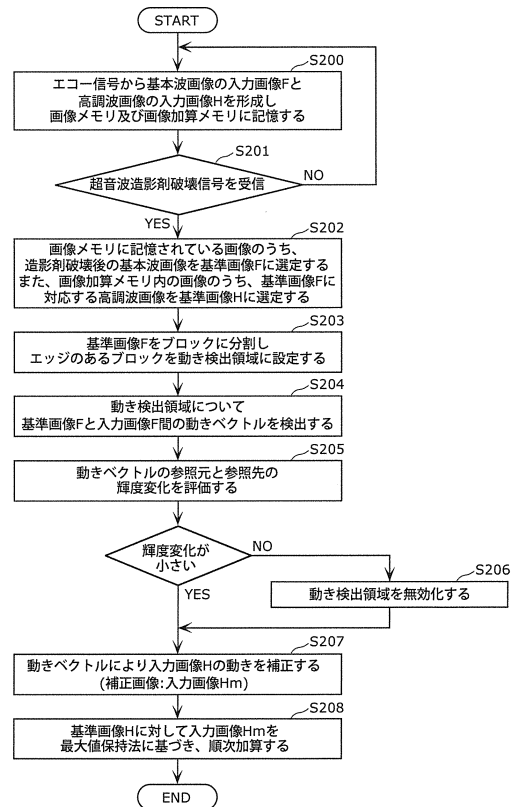
【図 2 C】



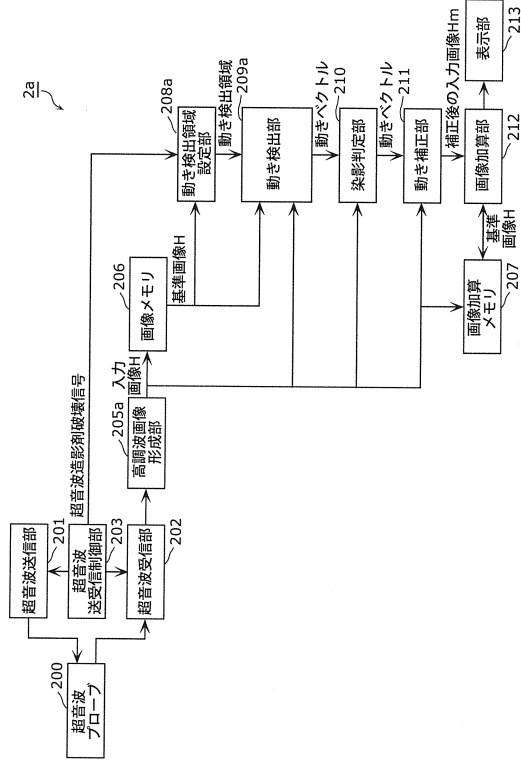
【図 3】



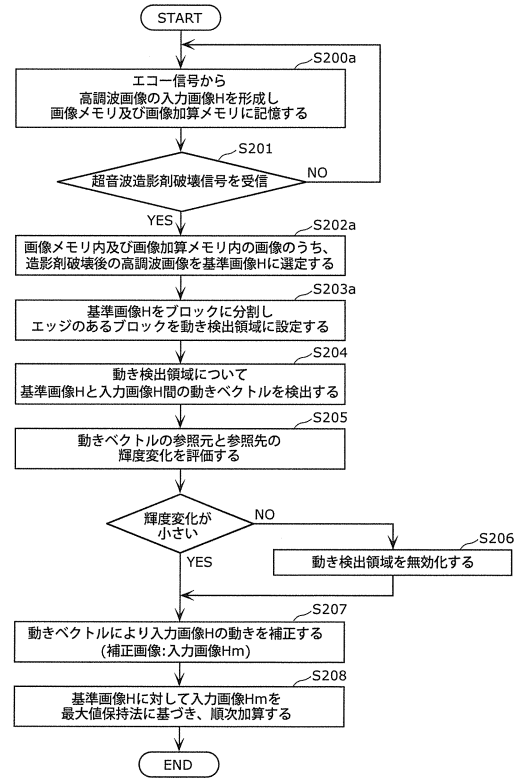
【図 4 A】



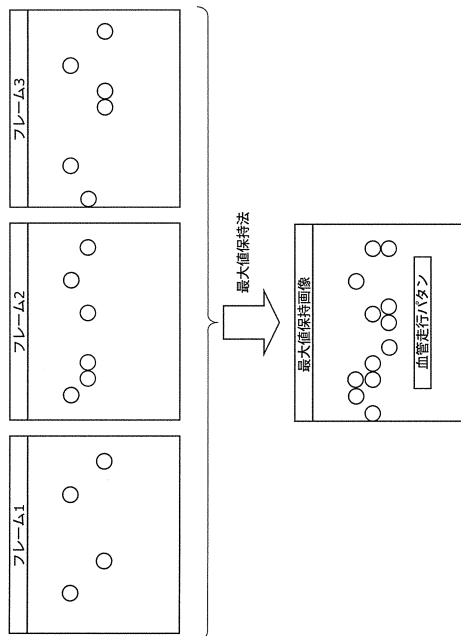
【図4B】



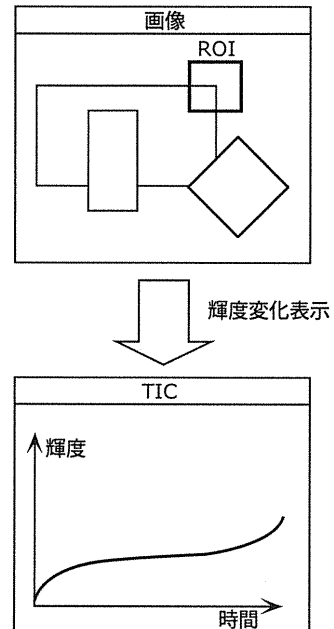
【図4C】



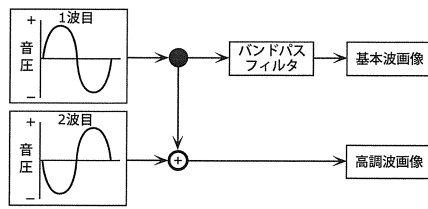
【図5】



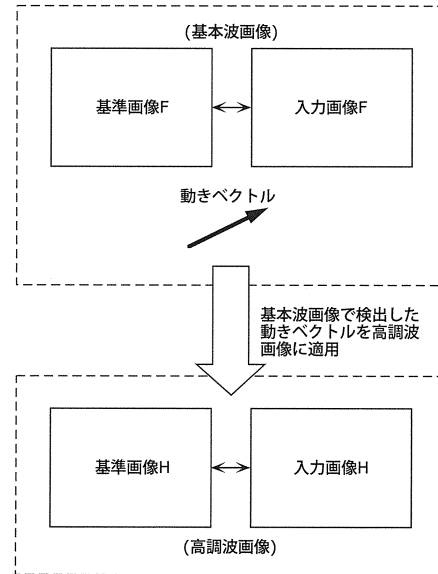
【図6】



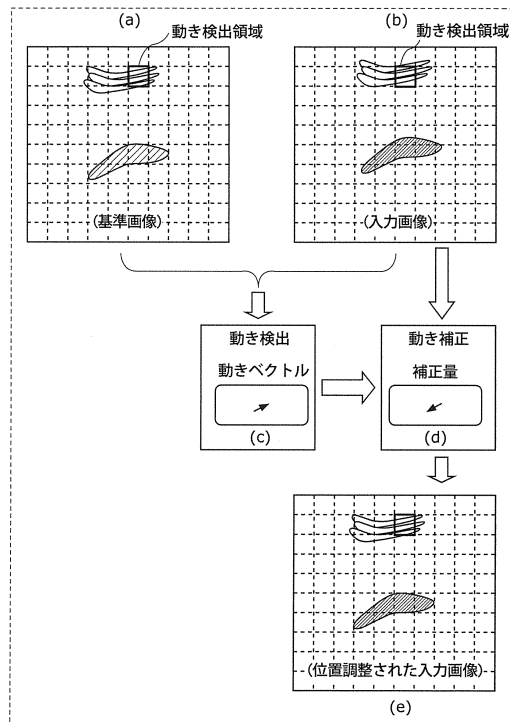
【図 7】



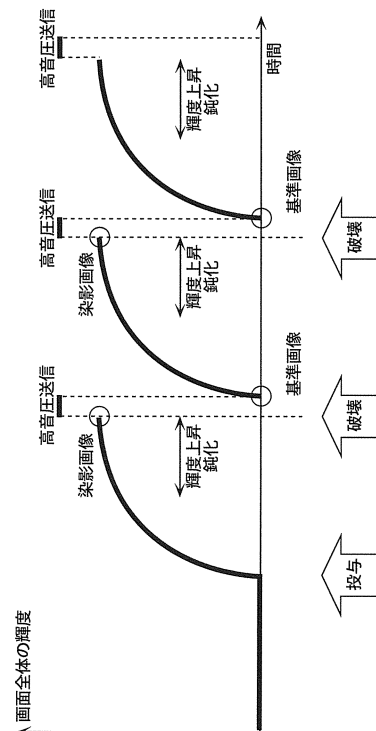
【図 8 A】



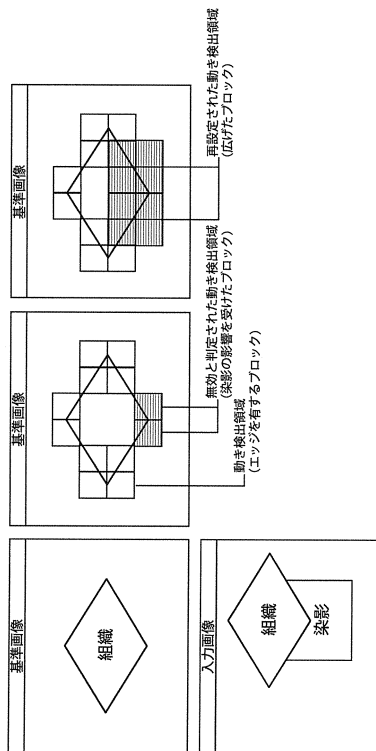
【図 8 B】



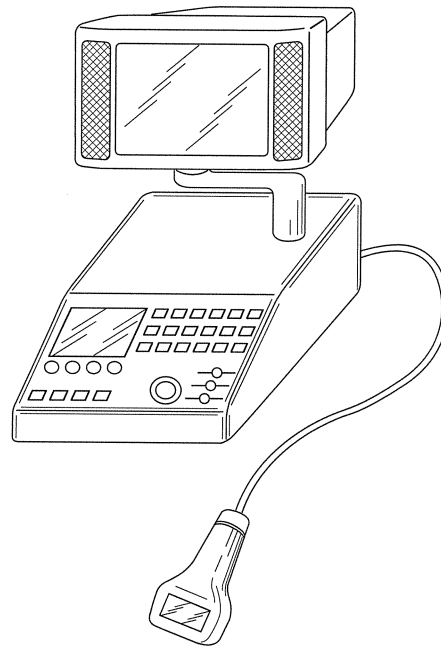
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平5-168626 (J P , A)
特開2004-321688 (J P , A)
特開2007-54636 (J P , A)
特開2008-307287 (J P , A)
特表2008-531082 (J P , A)
特開2010-99193 (J P , A)
国際公開第2006/51831 (WO , A 1)
国際公開第2007/80895 (WO , A 1)
国際公開第2009/110308 (WO , A 1)
国際公開第2010/117025 (WO , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 6

专利名称(译)	用于输出超声诊断图像的超声诊断设备和方法		
公开(公告)号	JP5867401B2	公开(公告)日	2016-02-24
申请号	JP2012534174	申请日	2012-03-22
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	高木一也		
发明人	高木 一也		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/481 A61B8/08 A61B8/085 A61B8/14 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5246 G01S7/52039 G01S7/52057 G01S15/8963 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06		
代理人(译)	中岛四郎		
优先权	2011083302 2011-04-05 JP		
其他公开文献	JPWO2012137431A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声诊断设备，能够校正正在用超声造影剂染色的多个图像之间产生的偏移，所述多个图像对应于从受试者多次接收的回声信号从要形成的谐波图像形成单元（105a）形成的多个图像和谐波图像形成单元（105a）中，选择具有整个图像的不同亮度的第一图像和第二图像以构成第一图像。一种运动检测区域设置单元，其将第一图像和第二图像之间的亮度变化量小于预定值并且第一图像中的亮度梯度大于预定值的多个区域中的区域设置为运动检测区域。（108a），由运动检测区域设置单元（108a）设置的运动检测区域的位置，以及位置调整，使得图像的特征与运动检测区域相似的第二图像中的区域的位置匹配。一种显示单元和（113），用于输出所述第二图像绳作为超声波诊断图像。

(21) 出願番号	特願2012-534174 (P2012-534174)	(73) 特許権者	000001270
(86) (22) 出願日	平成24年3月22日 (2012. 3. 22)		コニカミノルタ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/001967		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(87) 国際公開番号	WO2012/137431	(74) 代理人	110001900
(87) 国際公開日	平成24年10月11日 (2012. 10. 11)		特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所
審査請求日	平成26年9月5日 (2014. 9. 5)		
(31) 優先権主張番号	特願2011-83302 (P2011-83302)	(74) 代理人	100090446
(32) 優先日	平成23年4月5日 (2011. 4. 5)		弁理士 中島 司朗
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	高木 一也
			日本国大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内
		審査官	右▲高▼ 幸幸

最終頁に続く