

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/137431

発行日 平成26年7月28日(2014. 7. 28)

(43) 国際公開日 平成24年10月11日(2012. 10. 11)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 37 頁)

出願番号 特願2012-534174 (P2012-534174)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2012/001967
(22) 国際出願日 平成24年3月22日(2012. 3. 22)
(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)

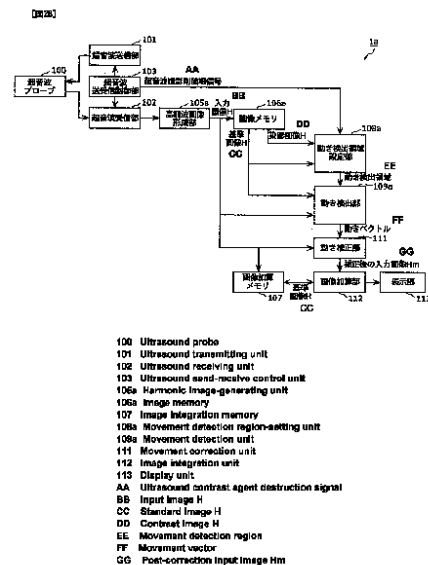
(71) 出願人 000001270
コニカミノルタ株式会社
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(74) 代理人 100090446
弁理士 中島 司朗
(72) 発明者 高木 一也
日本国大阪府門真市大字門真1006番地
パナソニック株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DE06 DE08 DE11 EE04 GA21
HH05 JB45 JB50 JB51 JC08
JC15 JC16 JC37 KK33 LL04

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) 【要約】

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であって、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高調波画像形成部(105a)と、高調波画像形成部(105a)が形成した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、第一画像を構成する複数の領域のうち、第一画像及び第二画像間の輝度変化量が所定値より小さく、かつ、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(108a)と、動き検出領域設定部(108a)が設定した動き検出領域の位置と、第二画像において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第二画像を超音波診断画像として出力する表示部(113)とを備える。



【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、

10

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

超音波診断装置。

【請求項 2】

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

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

20

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

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

30

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

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

40

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

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 7】

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

50

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 ~ 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 9】

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

請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項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 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

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選定し、前記動き検出領域を設定する

請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

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

請求項 1 ~ 11 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

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 ~ 12 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 14】

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
請求項 1 ~ 13 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 15】

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
請求項 1 ~ 14 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 16】

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
超音波診断画像の出力方法。

30

【請求項 17】

請求項 16 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 18】

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
集積回路。

40

【発明の詳細な説明】

50

【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。

10

【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。

20

【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きないといった問題がある。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2006-247122号公報

40

【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 Hepatoce

50

llular 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】

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】

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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。

10

【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。

【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。

20

【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。

【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。

30

【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選定し、前記動き検出領域を設定する。

【0033】

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。

40

【0034】

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。

【0035】

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

50

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。

【 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。

10

【 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。

【 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。

20

【 0 0 4 0 】

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。

30

【 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。

40

【 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。

50

【 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。

10

【 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。

20

【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。

【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。

30

【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ある。

【図 4 C】図 4 C 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。

40

【図 8 A】図 8 A 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 8 B】図 8 B 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】

【 0 0 4 9 】

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。

【 0 0 5 0 】

50

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。

【 0 0 5 1 】

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

【 0 0 5 2 】

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。

【 0 0 5 3 】

本実施の形態は、F R I 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。

【 0 0 5 4 】

以降、システムの構成と動作について説明する。

【 0 0 5 5 】

(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。

【 0 0 5 6 】

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 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 、基本波画像形成部 1 0 4 、高調波画像形成部 1 0 5 、画像メモリ 1 0 6 、画像加算メモリ 1 0 7 、動き検出領域設定部 1 0 8 、動き検出部 1 0 9 、動き補正部 1 1 1 、画像加算部 1 1 2 及び表示部 1 1 3 を備える。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。また、高調波画像形成部 1 0 5 は、画像形成部の別の一例である。また、表示部 1 1 3 は、出力部の一例である。

【 0 0 5 7 】

< 構成 >

超音波プローブ 1 0 0 は、超音波送信部 1 0 1 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 1 0 2 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。

【 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

10

20

30

40

50

を入力画像 F として画像メモリ 106 及び動き検出部 109 のそれぞれへ出力する。なお、基本波画像形成部 104 は、画像形成部の一例である。

【0062】

高調波画像形成部 105 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 として画像加算メモリ 107 及び動き補正部 111 のそれぞれへ出力する。なお、高調波画像形成部 105 は、画像形成部の一例である。

【0063】

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 109 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。

【0064】

ここで、画像メモリ 106 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。

【0065】

動き検出部 109 は、動き検出領域設定部 108 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 108 で選定された基準画像 F と基本波画像形成部 104 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 111 へ出力される。

【0066】

動き補正部 111 は、動き検出部 109 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 105 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 Hm は、画像加算部 112 へ出力される。

【0067】

画像加算部 112 は、画像加算メモリ 107 に記憶されている基準画像 H に対して、動き補正部 111 より出力された入力画像 Hm 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 113 へ出力される。

【0068】

表示部 113 は、画像加算部 112 が入力画像 Hm 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 113 は、出力部の一例である。

【0069】

以上が、実施の形態 1 に係る装置構成である。

【0070】

< 動作 >

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 2 A を用いて説明する。

【0071】

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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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 S 1 0 0 に戻り、次のエコー信号を画像化する。

【 0 0 7 4 】

[ステップ S 1 0 2]

破壊制御信号を受信した場合、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 1 0 7 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。

【 0 0 7 5 】

10

[ステップ S 1 0 3]

次に、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。

【 0 0 7 6 】

[ステップ S 1 0 4]

次に、動き検出領域設定部 1 0 8 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

20

【 0 0 7 7 】

【 数 1 】

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

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

30

【 0 0 7 8 】

ここで閾値 T は、例えば、画像のダイナミックレンジの 1 0 % に相当する値に設定する。

【 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。

40

【 0 0 8 0 】

【数 2】

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

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

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

10

【0081】

ここで閾値 T は、例えば、画像のダイナミックレンジの 50% に設定する。

【0082】

[ステップ S106]

次に、動き検出部 109 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。

20

【0083】

[ステップ S107]

次に、動き補正部 111 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 8A 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。

【0084】

[ステップ S108]

最後に、画像加算部 112 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 107 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。

30

【0085】

以上が、本実施の形態の動作の流れである。

【0086】

なお、画像メモリ 106 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。

【0087】

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。

40

【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】

50

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。

【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。

10

【００９４】

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。

20

【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。

30

【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できる。

40

【００９９】

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。

【０１００】

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

50

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。

【0101】

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。

【0102】

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。

【0103】

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。

【0104】

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。

【0105】

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。

【0106】

(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。

【0107】

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。

【0108】

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。

【0109】

また、ステップS105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、パタン類似度で判定してもよい。例えば、絶対誤差和(SAD)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染影領域に設定する。

【0110】

10

20

30

40

【数 3】

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

【0111】

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。

【0112】

10

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、読みだす際に参照する。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。

【0113】

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

20

【0114】

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。

【0115】

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。

30

【0116】

(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。

【0117】

40

図2Bは、本実施の形態の超音波診断装置1aの構成図の一例である。

【0118】

図2Bに示されるように、本実施の形態の超音波診断装置1a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、高調波画像形成部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>

50

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。

【 0 1 2 0 】

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、高調波画像形成部 1 0 5 a へ出力する。

【 0 1 2 1 】

高調波画像形成部 1 0 5 a 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、画像メモリ 1 0 6、動き検出部 1 0 9 a、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。

【 0 1 2 2 】

動き検出領域設定部 1 0 8 a は、画像メモリ 1 0 6 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 1 0 9 a へ出力される。

【 0 1 2 3 】

動き検出部 1 0 9 a は、動き検出領域設定部 1 0 8 a 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 a で選定された基準画像 H と高調波画像形成部 1 0 5 a 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 1 1 1 へ出力される。

【 0 1 2 4 】

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。

【 0 1 2 5 】

< 動作 >

図 2 C は、本実施の形態の変形例 2 のフローチャートである。

【 0 1 2 6 】

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 S 1 0 0 の代わりにステップ 1 0 0 a が実行される。また、ステップ S 1 0 2 の代わりにステップ 1 0 2 a が実行される。

【 0 1 2 7 】

[ステップ S 1 0 0 a]

最初に、高調波画像形成部 1 0 5 a 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 1 0 6 及び画像加算メモリ 1 0 7 へそれぞれ記憶する。また、入力画像 H を動き検出部 1 0 9 a、入力画像 H を動き補正部 1 1 1 へそれぞれ出力する。

【 0 1 2 8 】

[ステップ S 1 0 2 a]

破壊制御信号を受信した場合、動き検出領域設定部 1 0 8 a は、画像メモリ 1 0 6 及び画像加算メモリ 1 0 7 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。

【 0 1 2 9 】

[ステップ S 1 0 3 a]

次に、動き検出領域設定部 1 0 8 a は、画像メモリ 1 0 6 に記憶されている高調波画像から、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。

【 0 1 3 0 】

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

10

20

30

40

50

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。

【 0 1 3 1 】

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。

【 0 1 3 2 】

なお、本実施の形態では、F R I 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、T I C に基づく診断方法に適用することも可能である。T I C 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。

10

【 0 1 3 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、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 1 3 4 】

(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。

【 0 1 3 5 】

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 2 0 0 、超音波送信部 2 0 1 、超音波受信部 2 0 2 、超音波送受信制御部 2 0 3 、基本波画像形成部 2 0 4 、高調波画像形成部 2 0 5 、画像メモリ 2 0 6 、画像加算メモリ 2 0 7 、動き検出領域設定部 2 0 8 、動き検出部 2 0 9 、染影判定部 2 1 0 、動き補正部 2 1 1 、画像加算部 2 1 2 及び表示部 2 1 3 を備える。

20

【 0 1 3 6 】

< 構成 >

超音波プローブ 2 0 0 、超音波送信部 2 0 1 、超音波受信部 2 0 2 及び超音波送受信制御部 2 0 3 は、それぞれ、実施の形態 1 における超音波プローブ 1 0 0 、超音波送信部 1 0 1 、超音波受信部 1 0 2 及び超音波送受信制御部 1 0 3 と同様であるため、説明を省略する。

30

【 0 1 3 7 】

基本波画像形成部 2 0 4 は、超音波受信部 2 0 2 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 2 0 6 、動き検出部 2 0 9 及び染影判定部 2 1 0 へそれぞれ出力する。

【 0 1 3 8 】

高調波画像形成部 2 0 5 は、超音波受信部 2 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 2 0 7 及び動き補正部 2 1 1 のそれぞれへ出力する。

【 0 1 3 9 】

動き検出領域設定部 2 0 8 は、画像メモリ 2 0 6 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 2 0 9 へ出力される。

40

【 0 1 4 0 】

動き検出部 2 0 9 は、動き検出領域設定部 2 0 8 より出力された動き検出領域を用いて動き検出領域設定部 2 0 8 で選定された基準画像 F と基本波画像形成部 2 0 4 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 2 1 0 へ出力される。

【 0 1 4 1 】

染影判定部 2 1 0 は、動き検出部 2 0 9 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

50

い領域の動きベクトルのみ、動き補正部 2 1 1 へ出力する。

【 0 1 4 2 】

動き補正部 2 1 1、画像加算部 2 1 2 及び表示部 2 1 3 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。

【 0 1 4 3 】

以上が、実施の形態 2 に係る装置構成である。

【 0 1 4 4 】

< 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。

【 0 1 4 5 】

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。

【 0 1 4 6 】

[ステップ S 2 0 0]

最初に、実施の形態 1 と同様、基本波画像形成部 2 0 4 と高調波画像形成部 2 0 5 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 2 0 6 と画像加算メモリ 2 0 7 とにそれぞれ記憶する。そして、入力画像 F を動き検出部 2 0 9 及び染影判定部 2 1 0 へ出力する。また、入力画像 H を動き補正部 2 1 1 へ出力する。

【 0 1 4 7 】

[ステップ S 2 0 1]

次に、動き検出領域設定部 2 0 8 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 S 2 0 0 に戻り、次のエコー信号を画像化する。

【 0 1 4 8 】

[ステップ S 2 0 2]

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 2 0 8 は、画像メモリ 2 0 6 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 2 0 7 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。

【 0 1 4 9 】

[ステップ S 2 0 3]

次に、動き検出領域設定部 2 0 8 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。

【 0 1 5 0 】

[ステップ S 2 0 4]

次に、動き検出部 2 0 9 は、動き検出領域設定部 2 0 8 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。

【 0 1 5 1 】

[ステップ S 2 0 5]

次に、染影判定部 2 1 0 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 】

10

20

30

40

【数 4】

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

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

【 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。

【 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。

【 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。

【 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。

【 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

10

20

30

40

50

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 4 B は、本実施の形態の超音波診断装置 2 a の構成図である。

【 0 1 6 7 】

図 4 B に示されるように、本実施の形態の超音波診断装置 2 a は、超音波プローブ 2 0 0、超音波送信部 2 0 1、超音波受信部 2 0 2、超音波送受信制御部 2 0 3、高調波画像形成部 2 0 5 a、画像メモリ 2 0 6、画像加算メモリ 2 0 7、動き検出領域設定部 2 0 8 a、動き検出部 2 0 9 a、染影判定部 2 1 0、動き補正部 2 1 1、画像加算部 2 1 2 及び表示部 2 1 3 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 2 0 4 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 2 0 2 は、超音波プローブ 2 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、高調波画像形成部 2 0 5 a へ出力する。

【 0 1 7 0 】

高調波画像形成部 2 0 5 a は、超音波受信部 2 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、画像メモリ 2 0 6、動き検出部 2 0 9 a、画像加算メモリ 2 0 7 及び動き補正部 2 1 1 のそれぞれへ出力する。

【 0 1 7 1 】

動き検出領域設定部 2 0 8 a は、画像メモリ 2 0 6 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 2 0 9 a へ出力される。

【 0 1 7 2 】

動き検出部 2 0 9 a は、動き検出領域設定部 2 0 8 a 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 2 0 8 a で選定された基準画像 H と高調波画像形成部 2 0 5 a 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 2 1 1 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 4 C 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 S 2 0 0 の代わりにステップ 2 0 0 a が実行される。また、ステップ S 2 0 2 の代わりにステップ 2 0 2 a が実行される。

【 0 1 7 6 】

[ステップ S 2 0 0 a]

最初に、高調波画像形成部 2 0 5 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 2 0 6 と画像加算メモリ 2 0 7 とにそれぞれ記憶する。そして、

10

20

30

40

50

入力画像 H を動き検出部 209 a、染影判定部 210、動き補正部 211 へ出力する。

【0177】

[ステップ S202 a]

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 a 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】

[ステップ S203 a]

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。

10

【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。

【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。

20

【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。

【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。

30

【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。

【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。

40

【0186】

(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 IC カードまたは単体のモジュールから構成されていてもよい。前記 IC カードまたは

50

前記モジュールは、マイクロプロセッサ、ROM、RAMなどから構成されるコンピュータシステムである。前記ICカードまたは前記モジュールは、上記の超多機能LSI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IC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IC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。

【0187】

(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。

【0188】

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、CD-ROM、MO、DVD、DVD-ROM、DVD-RAM、BD(Blu-ray Disc)、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。

【0189】

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。

【0190】

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。

【0191】

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。

【0192】

(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】

【0193】

本発明に係る超音波造影剤投与下の動き検出方法は、造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TIC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】

【0194】

1、2、1a、2a	超音波診断装置
100、200	超音波プローブ
101、201	超音波送信部
102、202	超音波受信部
103、203	超音波送受信制御部
104、204	基本波画像形成部
105、105a、205、205a	高調波画像形成部
106、206	画像メモリ
107、207	画像加算メモリ
108、108a、208、208a	動き検出領域設定部
109、109a、209、209a	動き検出部
111、211	動き補正部
112、212	画像加算部
113、213	表示部

10

20

30

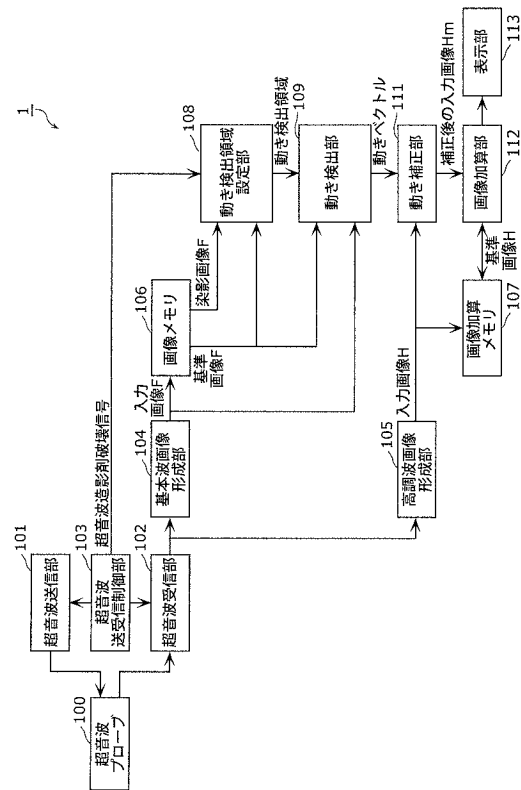
40

50

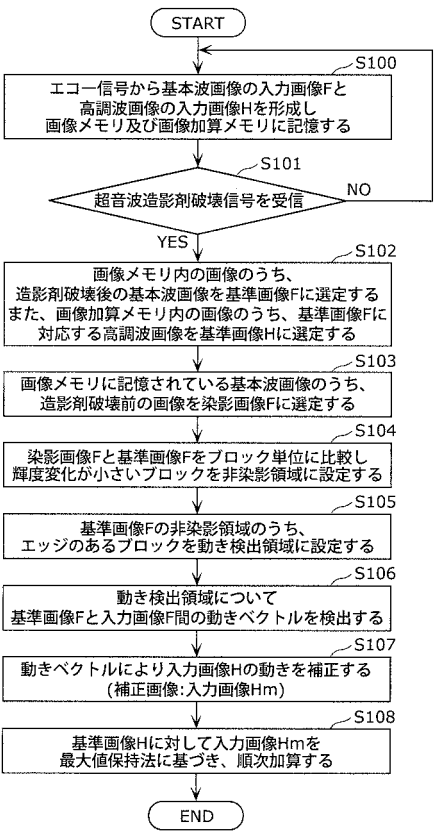
2 1 0

染影判定部

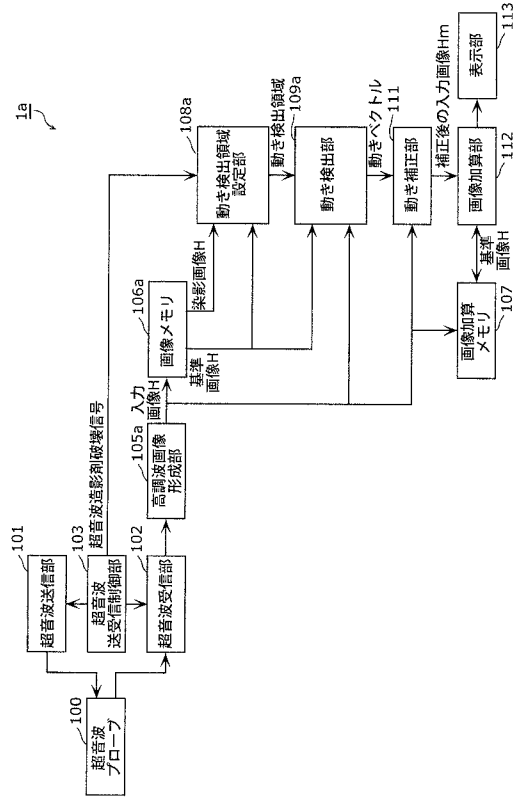
【 図 1 】



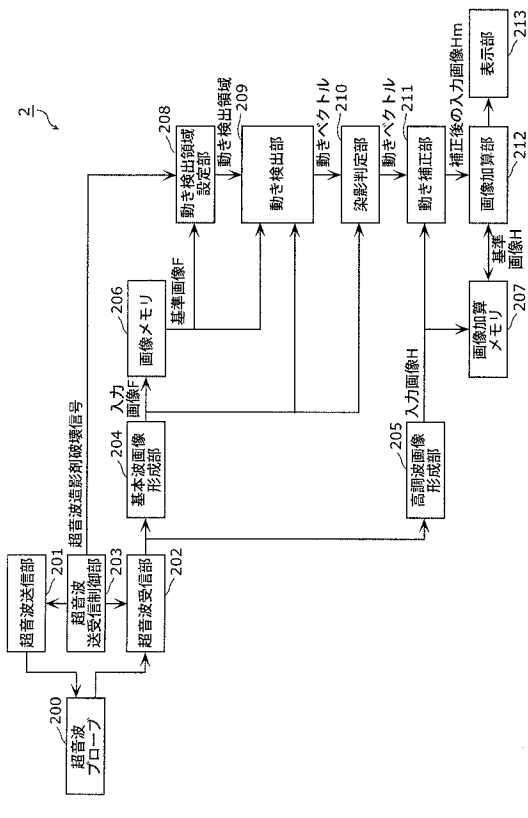
【 図 2 A 】



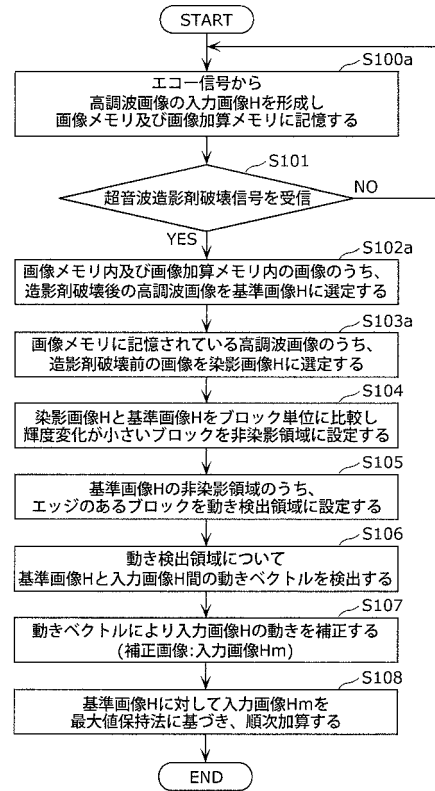
【 図 2 B 】



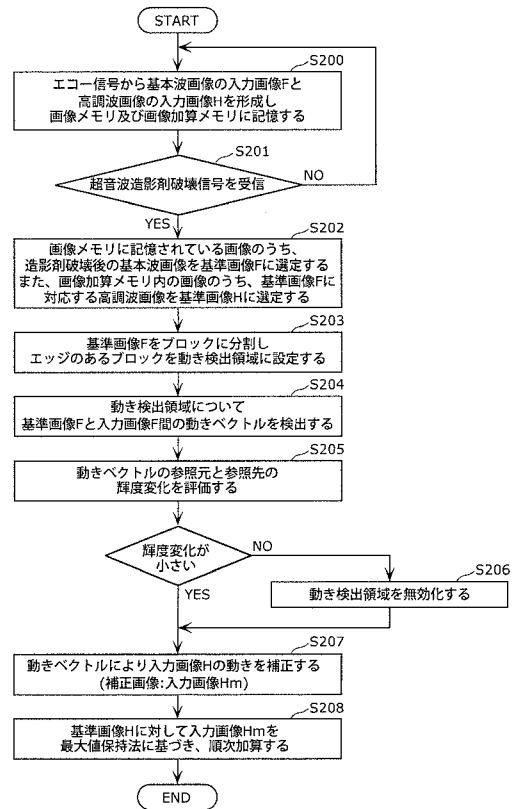
【 図 3 】



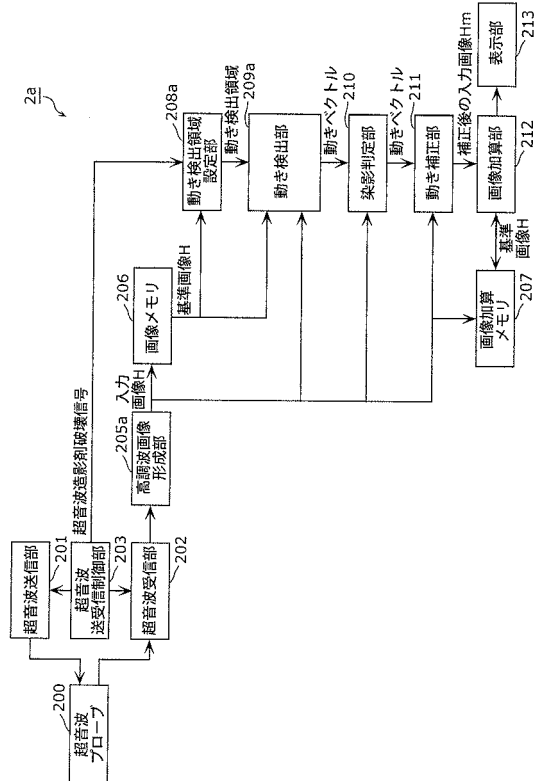
【 図 2 C 】



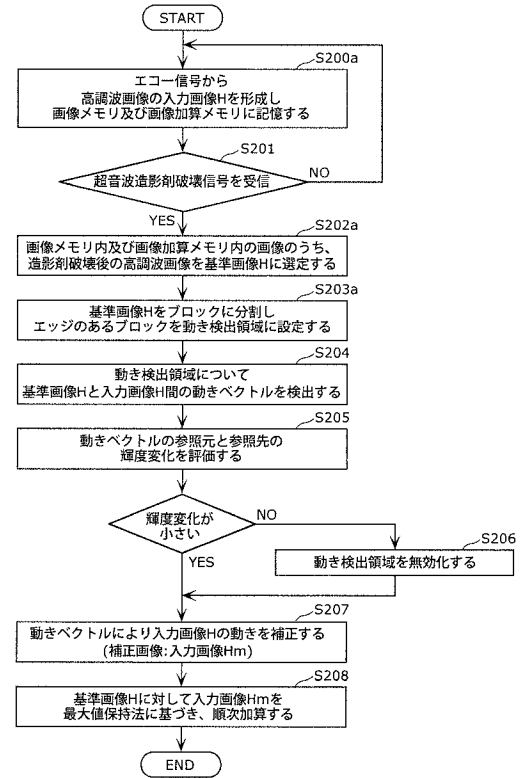
【 図 4 A 】



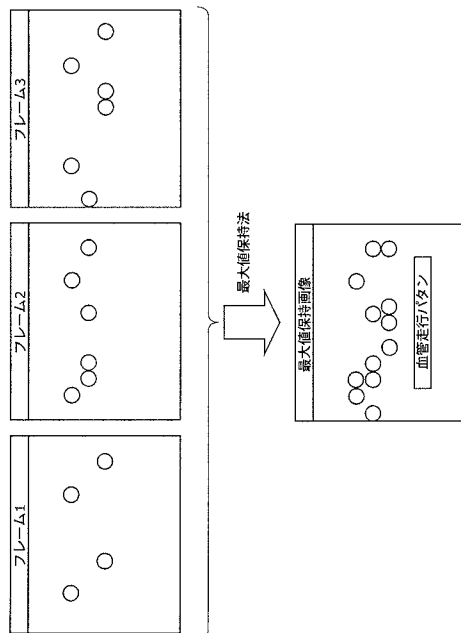
【図 4 B】



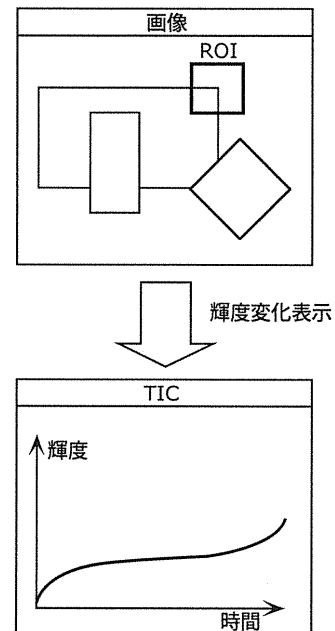
【図 4 C】



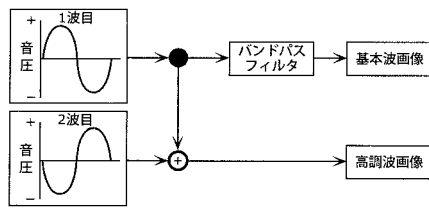
【図 5】



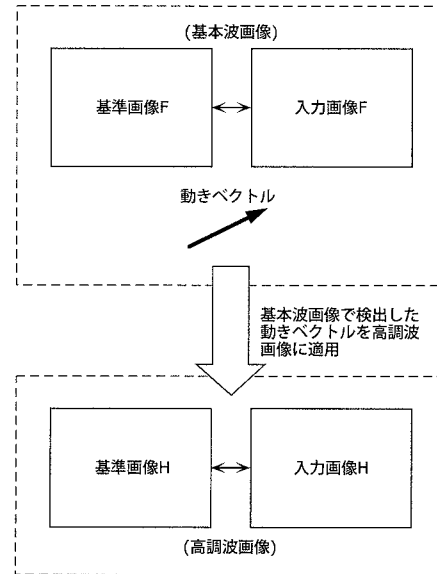
【図 6】



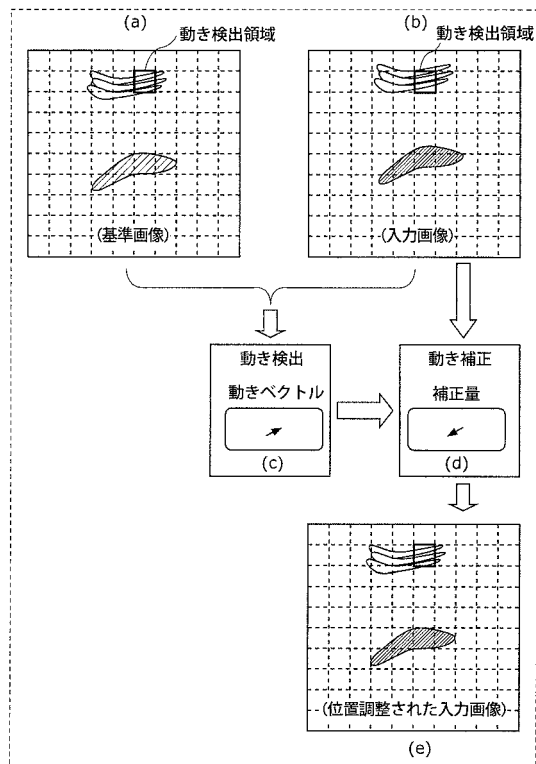
【図 7】



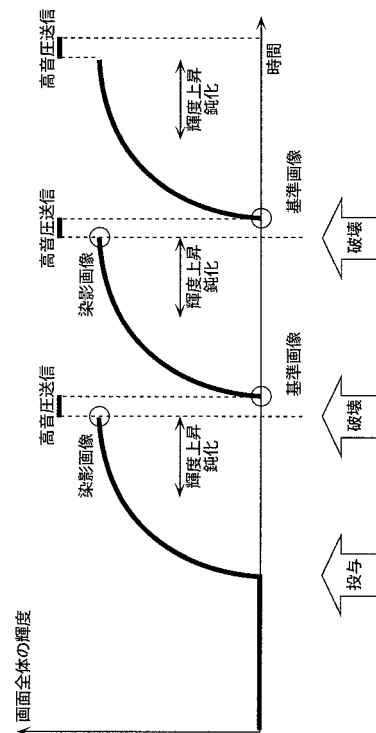
【図 8 A】



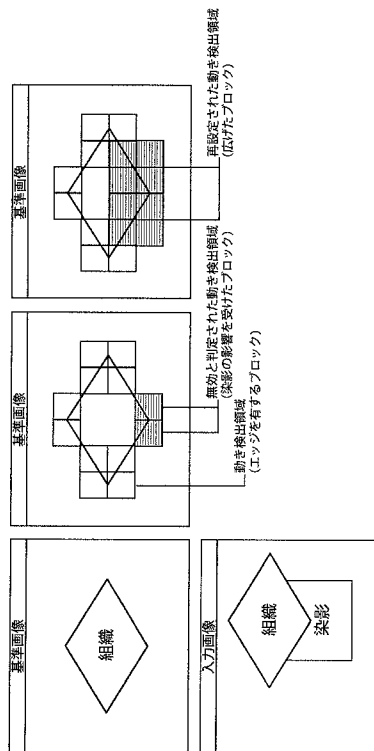
【図 8 B】



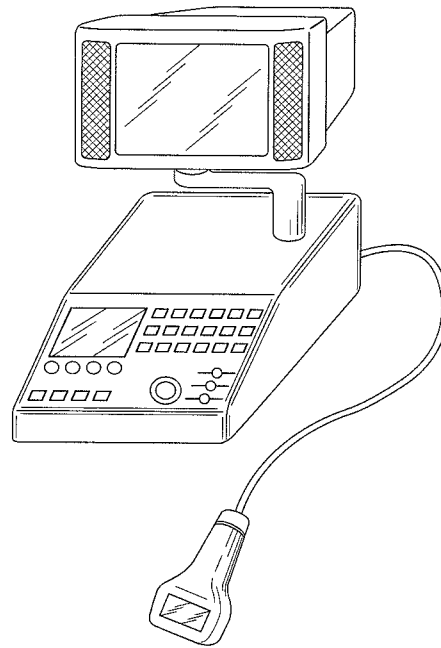
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【手続補正書】

【提出日】平成24年7月10日(2012.7.10)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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

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

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】

(削除)

【請求項 6】

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 7】

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 8】

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 9】

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かな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 ～ 4、6 ～ 8 のいずれか 1 項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 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

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選定し、前記動き検出領域を設定する

請求項 1～4、6～10 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

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

請求項 1～4、6～11 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

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 1～4、6～12 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

(削除)

【請求項 15】

(削除)

【請求項 16】

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

超音波診断画像の出力方法。

【請求項 17】

請求項 16 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 18】

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

集積回路。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/001967

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)

A61B8/06

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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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 2010-99193 A (Toshiba Corp.), 06 May 2010 (06.05.2010), abstract; paragraphs [0051] to [0055] (Family: none)	1-18
Y	JP 2007-54636 A (Siemens Corporate Research Inc.), 08 March 2007 (08.03.2007), paragraph [0002] & US 2007/0047840 A1 & DE 102006038485 A & CN 1920882 A	1-18

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ 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
24 April, 2012 (24.04.12)Date of mailing of the international search report
15 May, 2012 (15.05.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/001967

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 2004-321688 A (Toshiba Corp.), 18 November 2004 (18.11.2004), paragraphs [0032], [0050] to [0052], [0110]; fig. 3 & US 2004/0215076 A1 & EP 1472981 A1 & CN 1550217 A	1-18
A	WO 2007/080895 A1 (Toshiba Corp.), 19 July 2007 (19.07.2007), paragraphs [0050] to [0063], [0097], [0111] to [0118]; fig. 5, 6, 9 & JP 2007-330764 A & US 2008/0262354 A1 & CN 101309647 A	1-18
A	WO 2009/110308 A1 (Hitachi Medical Corp.), 11 September 2009 (11.09.2009), paragraph [0029] & US 2011/0075904 A1 & EP 2255731 A1 & CN 101945615 A	1-18
A	WO 2010/117025 A1 (Hitachi Medical Corp.), 14 October 2010 (14.10.2010), paragraph [0030]; fig. 7, 8 (Family: none)	1-18
A	JP 5-168626 A (Aloka Co., Ltd.), 02 July 1993 (02.07.1993), paragraph [0050] (Family: none)	1-18

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2012/001967	
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. A61B8/06			
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 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012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 2010-99193 A（株式会社東芝） 2010.05.06 要約、段落[0051]-[0055]（ファミリーなし）	1-18	
Y	JP 2007-54636 A（シーメンス コーポレイト リサーチ インコーポレイテッド） 2007.03.08 段落[0002] & US 2007/0047840 A1 & DE 102006038485 A & CN 1920882 A	1-18	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ 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 24.04.2012		国際調査報告の発送日 15.05.2012	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 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） 右高 孝幸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9808

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 0 1 9 6 7
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
Y	JP 2004-321688 A (株式会社東芝) 2004. 11. 18 段落[0032], [0050]-[0052], [0110]、図 3 & US 2004/0215076 A1 & EP 1472981 A1 & CN 1550217 A	1-18
A	WO 2007/080895 A1 (株式会社東芝) 2007. 07. 19 段落[0050]-[0063], [0097], [0111]-[0118]、図 5, 6, 9 & JP 2007-330764 A & US 2008/0262354 A1 & CN 101309647 A	1-18
A	WO 2009/110308 A1 (株式会社日立メディコ) 2009. 09. 11 段落[0029] & US 2011/0075904 A1 & EP 2255731 A1 & CN 101945615 A	1-18
A	WO 2010/117025 A1 (株式会社日立メディコ) 2010. 10. 14 段落[0030]、図 7, 8 (ファミリーなし)	1-18
A	JP 5-168626 A (アロカ株式会社) 1993. 07. 02 段落[0050] (ファミリーなし)	1-18

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, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1 . B L U - R A Y D I S C

(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)	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	JPWO2012137431A1	公开(公告)日	2014-07-28
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		
[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		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/DE08 4C601/DE11 4C601/EE04 4C601/GA21 4C601/HH05 4C601/JB45 4C601/JB50 4C601/JB51 4C601/JC08 4C601/JC15 4C601/JC16 4C601/JC37 4C601/KK33 4C601/LL04		
代理人(译)	中岛四郎		
优先权	2011083302 2011-04-05 JP		
其他公开文献	JP5867401B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种能够校正由超声造影剂成像的多个图像之间产生的偏移的超声诊断设备，其中，显示与多次从被检体接收到的回波信号相对应的多个图像。选择要形成的谐波图像形成单元（105a）和由谐波图像形成单元（105a）形成的多个图像作为第一图像和具有整个图像的亮度不同的第二图像，以形成第一图像。运动检测区域设置单元将多个区域中的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区域设置为运动检测区域。（108a）和由运动检测区域设置单元（108a）设置的运动检测区域的位置被调整，使得图像特征类似于运动检测区域的第二图像的区域的位置匹配。超声图像和用于输出（113）的显示单元。

