

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5510326号
(P5510326)

(45) 発行日 平成26年6月4日(2014.6.4)

(24) 登録日 平成26年4月4日(2014.4.4)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 11 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2010-525582 (P2010-525582)
 (86) (22) 出願日 平成21年8月12日 (2009.8.12)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2009/003873
 (87) 国際公開番号 W02010/021107
 (87) 国際公開日 平成22年2月25日 (2010.2.25)
 審査請求日 平成24年4月10日 (2012.4.10)
 (31) 優先権主張番号 特願2008-210667 (P2008-210667)
 (32) 優先日 平成20年8月19日 (2008.8.19)
 (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 100105050
 弁理士 鷲田 公一
 (74) 代理人 100155620
 弁理士 木曾 孝
 (72) 発明者 西村 有史
 愛媛県東温市南方2131番地1 パナソ
 ニックヘルスケア株式会社内

審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体の組織へ超音波を送信し、前記超音波が前記生体の組織において反射する反射波を受信する超音波プローブと、

前記反射波に基づいて、前記組織の断層画像の画像フレームを構築する画像構築部と、
 前記画像フレームを表示する表示部と、

前記画像フレーム内に設定された複数の領域の各々の輝度値に関する特徴量である画像特徴量を解析して、前記画像特徴量と予め定められた基準特徴量とを比較する処理部と

を備え、比較結果に応じて前記画像フレームの画質を、操作者が最適化すべきか否かを判断するタイミングが到来したことを報知する、超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記処理部は、前記予め定められた基準特徴量として、直前に表示された画像フレームの解析結果を採用する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記操作者の指示を受け取る操作部をさらに備え、

前記画像フレームの画質を最適化すべきか否かを判断するタイミングが到来したことが報知された後、前記操作部が画質の調整を行うよう指示を受けたときは、

前記処理部は、前記解析結果に基づいて、前記画質を予め設定した基準値に設定するためのパラメータを決定し、

前記画像構築部は、前記パラメータに基づいて前記画像フレームを再構築する、請求項

20

1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記操作者からの指示を受け取る操作部をさらに備え、

前記画像フレームの画質を最適化すべきか否かを判断するタイミングが到来したことが報知された後、前記操作部が画質の調整を行わないよう指示を受けたときは、

前記処理部は、前記予め定められた基準特徴量を変化させる、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像構築部が前記パラメータに基づいて前記画像フレームを再構築した後に、前記操作部が画質の調整を行わないようさらに指示を受けたときは、

前記画像構築部は、前記決定したパラメータを適用することなく、画像フレームを再構築する、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記処理部は、前記操作部が画質の調整を行わないよう指示を受けたときに、前記画像フレームに関する画像特徴量を、前記予め定められた基準特徴量として置き換える、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記操作部は、前記使用者が、画質の調整を行うことを指示することが可能なハードウェアである、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記操作部は、前記使用者が、画質の調整を行わないことを指示することが可能なハードウェアである、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記表示部は、画面上のサインにより、前記比較結果に応じて前記画像フレームの画質を最適化すべきか否かを判断するタイミングが到来したことを報知する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記比較結果に応じて前記画像フレームの画質を最適化すべきか否かを判断するタイミングが到来したことを報知する発光装置をさらに備えた、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

生体の組織へ超音波を送信し、前記超音波が前記生体の組織において反射する反射波を受信する超音波プローブと、

前記反射波に基づいて、前記組織の断層画像の画像フレームを構築する画像構築部と、

前記画像フレームを表示する表示部と、

処理部と

を備えた超音波診断装置において利用されるコンピュータプログラムであって、

前記コンピュータプログラムは、前記処理部に対し、

前記画像フレーム内に設定された複数の領域の各々の輝度値に関する特徴量である画像特徴量を解析するステップと、

前記画像特徴量と予め定められた基準特徴量とを比較するステップと、

比較結果に応じて、前記画像フレームの画質を操作者が最適化すべきか否かを判断するタイミングが到来したことを報知するステップと

を実行させる、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置における画像表示技術に関する。より具体的には、本発明は、超音波診断装置における断層画像の表示を最適化する際の制御技術に関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

超音波診断装置は、体内組織の断層画像を表示する際に利用される機器である。断層画像は、超音波プローブから送信され、体内組織で反射された超音波に基づいて生成される。

【 0 0 0 3 】

超音波プローブの位置変化や被験者が動くことにより、断層画像の表示のされ方は刻々変化する。そのため、たとえば断層画像の輝度を低減させ、または向上させる処理、いわゆる最適化処理を行って、画像の見え方を調整する処理が必要とされる。

【 0 0 0 4 】

超音波診断装置において、最適化タイミングを判定し最適化を実行する技術としては特許文献 1 や特許文献 2 に記載の方法が提案されている。

10

【 0 0 0 5 】

特許文献 1 では、連続した画像フレームのピクセル強度ヒストグラムの変化を監視し、ヒストグラムの特徴量がある一定期間安定しており、且つ最新の画像フレームのピクセル強度ヒストグラムの特徴量との間に大きな変化が生じた場合にコンピュータは超音波プローブの移動が発生したと判定して自動的に画像の最適化を実行する。

【 0 0 0 6 】

特許文献 2 では、超音波画像を周期的にサンプリングし、サンプリングした超音波画像を多数のブロックに分割し、前回サンプリングした画像との各ブロックの特徴量の差が閾値を越えた場合には画像に大きな変化が発生したと判定して自動的に画像の最適化を実行する。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 1 - 1 8 7 0 5 7 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 7 - 9 8 1 4 2 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

上述の特許文献 1 および 2 に記載の方法では、画像の変化が発生した時に装置によって自動的に最適化がなされてしまうため、操作者は最適化のタイミングを事前に知ることができず、画像が急激に変化したことをもって最適化が行われたことを知る他はなかった。これでは、操作者が望まないタイミングで最適化が行われる可能性がある。

30

【 0 0 0 9 】

また、最適化によって操作者が所望する画質の画像が得られなかった場合であっても、その画質で断層画像を確認し続けなければならない、非常に不便である。

【 0 0 1 0 】

本発明は、これらの問題に鑑みてなされたものであり、その目的は操作者が画像を最適化すべきタイミングを知ることができ、最適化を行うか否かを自ら判断できるようにすることにある。さらに他の目的は、画像の最適化を選択した後、最適化処理によって所望の画像が得られなかった場合には、現在の画像の表示方法をさらに変更することを可能にすることにある。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 1 】

本発明による超音波診断装置は、生体の組織へ超音波を送信し、前記超音波が前記生体の組織において反射する反射波を受信する超音波プローブと、前記反射波に基づいて、前記組織の断層画像の画像フレームを構築する画像構築部と、前記画像フレームを表示する表示部と、前記画像フレームに関する画像特徴量を解析して、前記画像特徴量と予め定められた基準特徴量とを比較する処理部とを備え、比較結果に応じて前記画像フレームの画質を、操作者が最適化すべきか否かを判断するタイミングが到来したことを報知する。

50

【 0 0 1 2 】

前記処理部は、前記予め定められた基準特徴量として、直前に表示された画像フレームの解析結果を採用してもよい。

【 0 0 1 3 】

前記超音波診断装置は、前記操作者の指示を受け取る操作部をさらに備え、前記画像フレームの画質を最適化すべきか否かを判断するタイミングが到来したことが報知された後、前記操作部が画質の調整を行うよう指示を受けたときは、前記処理部は、前記解析結果に基づいて、前記画質を予め設定した基準値に設定するためのパラメータを決定し、前記画像構築部は、前記パラメータに基づいて前記画像フレームを再構築してもよい。

【 0 0 1 4 】

10

前記超音波診断装置は、前記操作者からの指示を受け取る操作部をさらに備え、前記画像フレームの画質を最適化すべきか否かを判断するタイミングが到来したことが報知された後、前記操作部が画質の調整を行わないよう指示を受けたときは、前記処理部は、前記予め定められた基準特徴量を変化させてもよい。

【 0 0 1 5 】

前記画像構築部が前記パラメータに基づいて前記画像フレームを再構築した後に、前記操作部が画質の調整を行わないようさらに指示を受けたときは、前記画像構築部は、前記決定したパラメータを適用することなく、画像フレームを再構築してもよい。

【 0 0 1 6 】

前記処理部は、前記操作部が画質の調整を行わないよう指示を受けたときに、前記画像フレームに関する画像特徴量を、前記予め定められた基準特徴量として置き換えてもよい。

20

【 0 0 1 7 】

前記処理部は、前記画像特徴量として、前記画像フレーム内に設定された複数の領域の各々の輝度値に関する特徴量を解析してもよい。

【 0 0 1 8 】

前記操作部は、前記使用者が、画質の調整を行うことを指示することが可能なハードウェアであってもよい。

【 0 0 1 9 】

前記操作部は、前記使用者が、画質の調整を行わないことを指示することが可能なハードウェアであってもよい。

30

【 0 0 2 0 】

前記表示部は、画面上のサインにより、前記比較結果に応じて前記画像フレームの画質を最適化すべきか否かを判断するタイミングが到来したことを報知してもよい。

【 0 0 2 1 】

前記超音波診断装置は、前記比較結果に応じて前記画像フレームの画質を最適化すべきか否かを判断するタイミングが到来したことを報知する発光装置をさらに備えていてもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 2 】

40

本発明によれば、画像フレームの画質を、操作者が最適化すべきか否かを判断するタイミングが到来したことが報知されるので、操作者は、使用中に突然画質が調整されるという違和感を覚えることはない。さらに、画像フレームの画質を最適化するか否かを指示することにより、操作者は自らの意思で画質の調整を行うか否かを判断できる。

【 0 0 2 3 】

また、画質の調整を行わない旨を指示したときは、そのタイミングを報知する際に利用された基準（基準特徴量）を変化させるため、その後は異なる基準で、操作者が画質の最適化を行うタイミングが報知される。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 4 】

50

【図１】本実施形態による超音波診断装置１００の外観を示す図である。

【図２】本実施形態による超音波診断装置１００の内部構成例を示すブロック図である。

【図３】プロセッサ１０７による最適化タイミングを判定するフローチャートである。

【図４】互いにオーバーラップした２つのサブエリアを示す図である。

【図５】操作者への報知後の処理の手順を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【００２５】

以下、添付の図面を参照して、本発明による超音波診断装置の実施形態を説明する。

【００２６】

図１は、本実施形態による超音波診断装置１００の外観を示す。超音波診断装置１００は、超音波プローブ１０１を用いて体内組織の断層像を画像フレームとしてモニタ１０８にリアルタイムに表示する。その際、超音波診断装置１００に設けられた種々のボタン、たとえば操作パネルのボタン１１１、１１２を用いて画質調整の操作等が行われる。

10

【００２７】

図２は、本実施形態による超音波診断装置１００の内部構成例を示すブロック図である。

【００２８】

超音波診断装置１００は、超音波プローブ１０１と、ＡＤ変換器１０２と、ビームフォーマ１０３と、検波部１０４と、画像構築部１０５と、フレーム記憶部１０６と、プロセッサ１０７と、モニタ１０８と、パラメータ記憶部１０９と、最適化ボタン１１１と、最適化取消ボタン１１２とを備えている。

20

【００２９】

超音波プローブ１０１は、上述したとおり、超音波ビームの送受信を行う。

【００３０】

ＡＤ変換器１０２は、受信した超音波反射波をデジタル信号に変換する。ビームフォーマ１０３はＡＤ変換された超音波反射波の遅延合成を行う。検波部１０４は、遅延合成された超音波エコー信号を包絡線検波する。

【００３１】

画像構築部１０５は、検波された超音波エコー信号に対して信号処理を施し組織の断層画像フレームを構築する。

30

【００３２】

フレーム記憶部１０６は、断層画像の画像フレームを蓄積する。蓄積量は、すべての断層画像フレームであってもよいし、所定時間または所定枚数であってもよい。

【００３３】

プロセッサ１０７は、いわゆる中央演算処理部（ＣＰＵ）であり、断層画像フレームを解析し、現在表示されている画像に処理を加えるか否かを判断する。たとえばプロセッサ１０６は断層画像フレーム間の変化を解析して、輝度値が閾値以下になったことを検出すると、画像の輝度を高めるか否かを判断する。

【００３４】

モニタ１０８は断層画像を表示する。

40

【００３５】

パラメータ記憶部１０９は画質調整パラメータおよび画像解析結果を記憶する。

【００３６】

最適化ボタン１１１は操作者による画像最適化指令をプロセッサ１０７に伝達する。最適化取消ボタン１１２は操作者による画像最適化取消指令をプロセッサ１０７に伝達する。

【００３７】

超音波診断装置１００の動作は以下のとおりである。

【００３８】

超音波プローブ１０１によって送信された超音波ビームは生体内で反射され、超音波プ

50

ロープ１０１によって受信される。ＡＤ変換器１０２は受信された超音波反射波に対応するアナログ信号をデジタル信号に変換し、ビームフォーマ１０３はその超音波反射波を遅延合成する。

【００３９】

検波部１０４は包絡線検波によって受信信号中の送信波（キャリア）成分を除去し、超音波エコー信号として画像構築部１０５に出力する。

【００４０】

画像構築部１０５は入力された超音波エコー信号に対してフィルタ処理、トータルゲイン適用処理、ＴＧＣ適用処理、ＬＧＣ適用処理、フレームゲイン適用処理、走査線変換（スキャンコンバート）等を施して超音波断層画像フレームを構築し、フレーム記憶部１０

10

【００４１】

プロセッサ１０７はフレーム記憶部１０６から画像フレームを取得してその画像の特徴量を解析する。「特徴量」とは、たとえば画像内に設定された領域ごとの輝度値、またはその標準偏差である。

【００４２】

さらに、プロセッサ１０７はこの解析結果とパラメータ記憶部１０９から取得した前回の解析結果を比較し、両画像フレーム間で大きな差異、たとえば予め定められた閾値以上の輝度値の変化が存在するか否かを判断する。ここで「前回の解析結果」とは、操作者によって最適化ボタン１１１が押下された時の画像フレームの解析結果を示す。

20

【００４３】

そしてプロセッサ１０７は、両者の間に大きな差異があった場合には、操作者が画質を調整（または最適化）すべきか否かを判断するタイミング（最適化タイミング）が到来したと判定して、モニタ上にサインを表示することで操作者に通知する。操作者への通知方法としては、モニタ１０８への表示の他には、操作パネル上の最適化ボタン１１１に内蔵されたＬＥＤやボタンとは独立して設けられたＬＥＤ（図示せず）等の発光装置の点滅であってもよい。

【００４４】

なお、ここでは「調整」という語と「最適化」という語とは同じ意味で用いられている。後述する「最適化処理」は画質を向上させるための処理であり、その処理を行った後の画質はそれまでで最も高い画質であるといえる。そこで、画質がその時点で最も高い状態であることをもって、「最適化」された、または「調整」された状態であると表現している。

30

【００４５】

図３はプロセッサ１０７による最適化タイミングを判定する処理シーケンスを示す。

【００４６】

ステップ２０１では、プロセッサ１０７は、取得した画像フレームを幅Ｍ、高さＮのサブエリアに分割する。Ｍ、Ｎは予め任意の値に設定しておくことが可能である。本実施形態においては、各サブエリアは互いにオーバーラップすることなく画定されているとする。ただし、この画定方法は一例である。各サブエリアは互いにオーバーラップしてもよい。たとえば図４は、互いにオーバーラップした２つのサブエリアを示す。このように各サブエリアを画定してもよい。

40

【００４７】

ステップ２０２では、プロセッサ１０７は、全てのサブエリアの特徴量を計算する。本実施例では特徴量としてサブエリア内のピクセルの輝度値の標準偏差を用いている。なお、特徴量としては標準偏差の他にも平均値、メジアン、変動係数等の統計量もしくは画像のパワースペクトルの総和なども考え得る。

【００４８】

ステップ２０３では、プロセッサ１０７は、パラメータ記憶部１０９に格納されている前回のサブエリア特徴量を取得し、サブエリアごとの前回と今回の特徴量の差の絶対値を

50

求め、さらにこれらの値の総和を計算し、これを前回と今回の画像フレーム間の特徴量差 $Diff$ とする。

【0049】

ステップ204では、プロセッサ107は予め設定される閾値 Th と $Diff$ を比較し、閾値 Th よりも $Diff$ が大きい場合は画質を更新するタイミングであると判断する。その後、処理はステップ205に進む。

【0050】

ステップ205では、プロセッサ107は、操作者に最適化タイミングが到来したことを示すためのサインを表示する。上述のとおり、モニタ108への表示であってもよいし、発光装置の点滅であってもよい。

10

【0051】

ステップ206では、プロセッサ107は、今回算出した各サブエリアの特徴量を次の解析時に使用するためにパラメータ記憶部109に格納する。

【0052】

ステップ205において最適化タイミングが到来したことを示すサインが表示されると、操作者は、最適化ボタン111を押下することにより、画像を最適化することができる。

【0053】

最適化タイミングが到来したことを示すサインが表示された後の処理を具体的に説明する。

20

【0054】

図5は、操作者への報知後の処理の手順を示すフローチャートである。

【0055】

ステップ301において、プロセッサ107は、操作者が最適化ボタン111または最適化取消ボタン112を押下したことを検出する。最適化ボタン111が押下されたときは処理はステップ302に進み、最適化取消ボタン112が押下されたときは、処理はステップ307に進む。

【0056】

最適化ボタン111が押下されると、ステップ302において、プロセッサ107は設定直前に現在の画質調整パラメータをパラメータ記憶部109に記憶する。そしてステップ303～305の手順により、プロセッサ107は画像を最適化するための画質調整パラメータを算出し画像構築部105に設定する。そしてステップ306において、画像構築部105は、設定された画質調整パラメータに基づいて画像フレームを再構築し、モニタ108を介して出力する。

30

【0057】

ステップ303～306の処理の詳細は以下の通りである。

【0058】

まず、画像を最適化するための画質調整パラメータの算出方法については種々の方法を取りうる。一例として、 TGC (time gain control) 値の最適化処理を説明する。

40

【0059】

TGC とは、画像フレーム内における画像の明度のばらつきを調整するための制御をいう。超音波を利用すると、表皮から浅い位置よりも深い位置の方が反射波は減衰するため、深い位置の画像が暗くなる傾向にある。そのため、本実施形態による超音波診断装置100では、表皮2からの深度をたとえば7段階に分け、その各々について画像の明度を調整することが可能である。これにより、深度別のゲインコントロールが可能となり、浅い位置であっても深い位置であっても、操作者の好みに応じた明度に調整された画像フレームを表示できる。たとえば、すべての深度で均一な明度の画像フレームを表示することもできるし、体内組織が存在する深度においてより明るい明度で画像フレームを表示することもできる。この深度別のゲインコントロールに利用される値が TGC 値である。

50

【 0 0 6 0 】

T G C 値の最適化処理は、具体的には以下のように行われる。すなわちステップ 3 0 3 において、プロセッサ 1 0 7 は、画像フレーム中の表皮 2 からの深度ごとに輝度値の平均値を算出し、続くステップ 3 0 4 において求めた平均値と T G C 値との積が、予め設定した基準値になるような T G C 値を、深度ごとに決定する。表皮 2 からの深度はたとえば 7 段階に分けられており、画質は深度ごとに調整することが可能である。

【 0 0 6 1 】

ステップ 3 0 5 において、プロセッサ 1 0 7 は、決定された T G C 値を画質調整パラメータとして画像構築部 1 0 5 に設定する。

【 0 0 6 2 】

ステップ 3 0 6 では、画像構築部 1 0 5 は、設定された画質調整パラメータに基づいて画像フレームを再構築し、モニタ 1 0 8 を介して出力する。

【 0 0 6 3 】

操作者が最適化ボタン 1 1 1 を押下したものの、最適化後、操作者が最適化取消ボタン 1 1 2 を押下することもある。

【 0 0 6 4 】

このときプロセッサ 1 0 7 はステップ 3 0 7 に進み、パラメータ記憶部 1 0 9 にパラメータが記憶されているか否かを調べる。ステップ 3 0 2 から分かつとおり、最適化ボタン 1 1 1 が少なくとも一回押下されていればパラメータ記憶部 1 0 9 にはパラメータが記憶されていることになる。

【 0 0 6 5 】

仮に、最適化ボタン 1 1 1 が一回も押下されていなければパラメータ記憶部 1 0 9 にはパラメータが記憶されておらず、プロセッサ 1 0 7 は処理を終了する。パラメータ記憶部 1 0 9 にパラメータが記憶されている場合は、処理はステップ 3 0 8 に進む。ステップ 3 0 8 では、プロセッサ 1 0 7 は閾値 T h の値を画像フレーム間の特徴量差 D i f f で置き換える。これにより次回の最適化タイミング判定時からは D i f f の値が閾値となる。このとき、モニタ 1 0 8 に表示されている画像フレームに変化はない。

【 0 0 6 6 】

次に、ステップ 3 0 9 では、プロセッサ 1 0 7 はパラメータ記憶部 1 0 9 に記憶されていた最適化直前の T G C 値を呼び出し、画質調整パラメータとして画像構築部 1 0 5 に設定する。これは、最適化処理の実行後に最適化処理がキャンセルされたことを意味する。ステップ 3 1 0 において、画像構築部 1 0 5 は、設定された画質調整パラメータに基づいて画像フレームを再構築し、モニタ 1 0 8 を介して出力する。

【 0 0 6 7 】

なお、最適化直前の画質調整パラメータを画像構築部 1 0 5 に設定する処理は例である。使用者は現在表示されている画像に不満を覚えているため、その表示方法をさらに変更することが好ましい。したがって、最適化処理前の画質調整パラメータを設定するのではなく、使用者が満足するまでさらに他の画像処理を行ってもよい。

【 0 0 6 8 】

操作者が最適化取消ボタン 1 1 2 を押下する理由は、その操作者にとっては、その時点では画質の最適化を希望しないこと、すなわち、超音波診断装置 1 0 0 が提示したその時点での最適化基準と操作者の最適化基準とが一致していないことを意味している。上述のように閾値を変更することにより、閾値を、より操作者の最適化基準に近づけることが可能となる。

【 0 0 6 9 】

上述の説明では、フレーム記憶部 1 0 6 は断層画像の画像フレームを蓄積するとした。しかし、画像フレームそのものではなく、画像フレームの解析結果である画像特徴量を蓄積してもよい。これにより、フレーム記憶部 1 0 6 の記憶容量を抑制することができる。

【 0 0 7 0 】

本実施形態においては、操作者が最適化を行うか否かを指示するための操作手段は、ハ

10

20

30

40

50

ードウェアとしての最適化ボタン 1 1 1 および最適化取消ボタン 1 1 2 を想定している。しかしながら、これは一例である。他の例として、モニタ 1 0 8 をタッチパネル化し、モニタ 1 0 8 にボタン 1 1 1 および 1 1 2 を表示してもよい。このときは、最適化ボタン 1 1 1 および最適化取消ボタン 1 1 2 の各表示位置に対応するタッチパネル部分が、操作手段となる。または、モニタ 1 0 8 に、ボタン 1 1 1 および 1 1 2 に対応する 2 つのダイアログボックスを表示し、マウスやキーボードを操作することによって選択可能にしてもよい。このときは、マウスやキーボードが操作手段となる。

【 0 0 7 1 】

なお、図 3 および図 5 に示すフローチャートを用いて説明した処理は、プロセッサ 1 0 7 に実行されるコンピュータプログラムとして実現され得る。そのようなコンピュータプログラムは、C D - R O M 等の記録媒体に記録されて製品として市場に流通され、または、インターネット等の電気通信回線を通じて伝送される。超音波診断装置 1 0 0 のプロセッサ 1 0 7 は、当該コンピュータプログラムを実行可能な汎用のプロセッサ（半導体回路）として実現される。または、そのようなコンピュータプログラムとプロセッサ 1 0 7 とが一体化された専用プロセッサとして実現される。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 7 2 】

本発明に係る超音波診断装置は、被検体の断層画像の最適化タイミングを使用者に提示することが可能であり、使用者は自らの判断で画像を最適化して表示させるか否かを判断することができる。使用者の希望を反映して画像を確認できるため有用である。

【符号の説明】

【 0 0 7 3 】

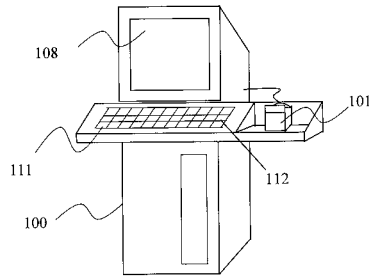
- 1 0 0 超音波診断装置
- 1 0 1 超音波プローブ
- 1 0 2 A D 変換器
- 1 0 3 ビームフォーマ
- 1 0 4 検波部
- 1 0 5 画像構築部
- 1 0 6 フレーム記憶部
- 1 0 7 プロセッサ
- 1 0 8 モニタ
- 1 0 9 パラメータ記憶部
- 1 1 1 最適化ボタン
- 1 1 2 最適化取消ボタン

10

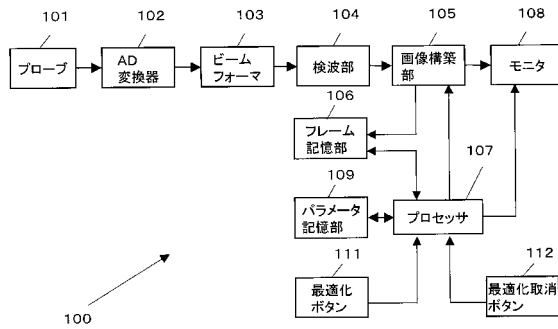
20

30

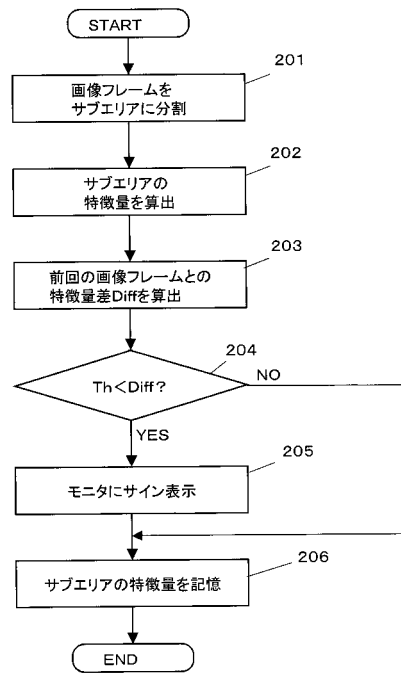
【図 1】



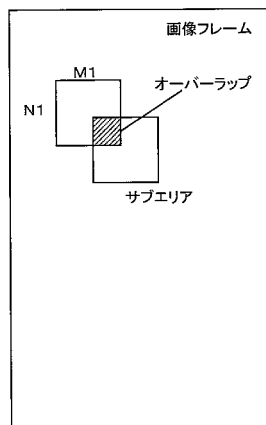
【図 2】



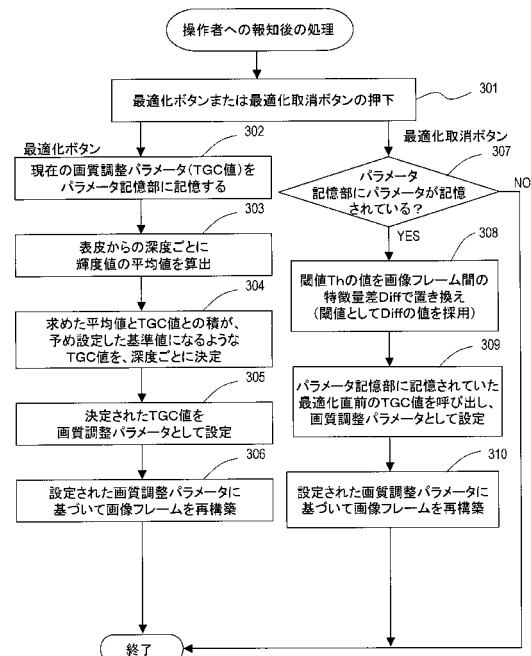
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2001 - 187057 (JP, A)
特開 2007 - 098142 (JP, A)
特開 2007 - 195892 (JP, A)
特開 2004 - 152043 (JP, A)
国際公開第 2004 / 107981 (WO, A1)
特開 2008 - 073144 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5510326B2	公开(公告)日	2014-06-04
申请号	JP2010525582	申请日	2009-08-12
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	西村有史		
发明人	西村 有史		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/13		
FI分类号	A61B8/00		
代理人(译)	木曾隆		
优先权	2008210667 2008-08-19 JP		
其他公开文献	JPWO2010021107A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在断层图像显示时，操作者可以知道图像质量调整的定时，并且可以自己确定是否执行优化。超声波诊断装置将超声波发送到生物体的组织，超声波探头接收超声波在生物体的组织上反射的反射波，以及基于反射波在组织中设定的多个测量目标位置。分析计算每个图像的位移量的图像构建单元，构建组织的断层图像的图像帧的图像构建单元，显示图像帧的显示单元，以及与图像帧相关的图像特征量。以及用于与参考特征量进行比较的处理单元。超声诊断设备根据比较结果通知用于确定操作者是否应该优化图像帧的图像质量的定时。

【 図 5 】

