

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4807824号
(P4807824)

(45) 発行日 平成23年11月2日 (2011.11.2)

(24) 登録日 平成23年8月26日 (2011.8.26)

(51) Int.Cl.		F I	
A 6 1 B	8/00	(2006.01)	A 6 1 B 8/00
A 6 1 B	5/055	(2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 9 0
A 6 1 B	6/03	(2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 C
			A 6 1 B 6/03 3 7 7

請求項の数 5 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2005-198533 (P2005-198533)
 (22) 出願日 平成17年7月7日 (2005.7.7)
 (65) 公開番号 特開2007-14525 (P2007-14525A)
 (43) 公開日 平成19年1月25日 (2007.1.25)
 審査請求日 平成20年6月16日 (2008.6.16)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (72) 発明者 安喰 直子
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディ
 コ内
 審査官 宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像診断システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

医用画像診断装置で撮像されたボリュームデータから、超音波探触子のスキャン面に対応した画像データを抽出して得られたリファレンス画像をリアルタイムに観察することができる超音波画像と共に表示画面に表示する医用画像診断システムにおいて、前記超音波画像と前記リファレンス画像の輝度分布の範囲が一致するように、前記リファレンス画像の輝度分布を可変する演算手段と、該可変した輝度分布に基づいて前記リファレンス画像を構成するリファレンス画像構成部とを備えることを特徴とする医用画像診断システム。

【請求項2】

前記リファレンス画像の輝度分布の幅と前記超音波画像の輝度分布の幅が一致しない場合、前記演算手段は、該幅の差分に基づいて前記リファレンス画像の輝度分布を拡大させたり、縮小させたりすることを特徴とする請求項1記載の医用画像診断システム。

【請求項3】

前記リファレンス画像の前記輝度分布の頻度に閾値が設けられ、画質調整に用いる前記輝度分布が選択されることを特徴とする請求項1記載の医用画像診断システム。

【請求項4】

前記リファレンス画像の前記輝度分布情報を前記表示画面上に表示させることを特徴とする請求項1記載の医用画像診断システム。

【請求項5】

前記リファレンス画像或いは前記超音波画像の画質調整を行う入力部を備え、該画質調

10

20

整度合を前記画面上に表示させることを特徴とする請求項1記載の医用画像診断システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像と、その同一断面のリファレンス画像とを表示することが可能な医用画像診断システムに関する。

【背景技術】

【0002】

医用画像診断装置の1つである超音波診断装置は、ハンドリングが容易で、かつ無侵襲で任意の断面をリアルタイムに観察できるため、診断に非常に多く利用されている。近年、超音波診断におけるリファレンス画像表示方法及びその方法を用いた超音波診断装置に係り、磁気共鳴撮像(MRI)装置やX線コンピュータ断層装置(CT)などの医用画像診断装置で撮像された被検者のボリューム画像データを用い、超音波スキャン面と同一断面のリファレンス画像をリアルタイムに再構成して超音波画像と同一画面に表示することが可能な装置が特許文献1に開示されている。

【特許文献1】W004/098414号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

超音波画像とCT/MRIのリファレンス画像を同時表示した場合、それぞれの明るさが異なって表示されるという問題がある。この理由は超音波画像とリファレンス画像はアナログ周辺機器への出力時に圧縮しているが、1階調あたりのデータ数や低階調部分や高階調部分の画像データがそれぞれ異なるためである。例えば、リファレンス画像の方が、超音波画像に比べて高階調部分が多い場合、超音波画像とリファレンス画像をモニタに表示したり、プリンタでプリントアウトしたりすると、リファレンス画像の方が白っぽく表示されてしまう。よって、超音波画像とリファレンス画像の同一断面の比較を正確に行うことができなかった。

これを解決するために、CT/MRIのリファレンス画像の画質調整基準と、超音波画像の画質調整基準とを別に設けることもできるが、この場合には、複数モダリティの画質調整GUIを使い分けて使用しなければならなかった。

本発明の目的は、同一部位を表示する超音波画像とリファレンス画像の画質調整を容易に行うことである。

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の目的を達成するため、前記超音波画像と前記リファレンス画像の輝度分布の範囲が一致するように、前記リファレンス画像の輝度分布を可変する演算手段と、該可変した輝度分布に基づいて前記リファレンス画像を構成するリファレンス画像構成部とを備える。前記リファレンス画像としては、CT画像或いはMR画像が用いられ、前記リファレンス画像の前記輝度分布情報は前記表示画面上に表示される。さらに前記リファレンス画像或いは前記超音波画像の画質調整を行う入力部を備え、該画質調整度合を前記画面上に表示させる。

【発明の効果】

【0005】

本発明では、同一部位を表示する超音波画像とリファレンス画像の画質調整を容易に行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0006】

以下、図面を参照して、本発明を説明する。図1に本発明の超音波診断装置を適用した医用画像診断システムの構成を示す。医用画像診断システムは、超音波診断装置と、リフ

10

20

30

40

50

アレンス画像となるボリュームデータを取得する医療画像診断装置とを含んで構成されている。医療画像診断装置10としては、例えば、X線コンピュータ断層撮影装置(CT)、磁気共鳴撮影装置(MRI)が適用される。超音波診断装置には、医療画像診断装置10からボリュームデータが、例えばネットワークを介して転送されるようになっている。このボリュームデータを用い、超音波スキャン面と同一断面のリファレンス画像をリアルタイムに再構成して超音波画像と同一画面に表示する。CT画像やMRI画像は、周知のとおり、超音波画像よりも高画質であるから、画質が劣る超音波画像のリファレンス画像として適している。なお、被検者の組織の経時変化を超音波診断するような場合は、予め取得しておいた超音波ボリュームデータを用いてリファレンス画像として描画させる。

【0007】

次に、超音波診断装置の構成を詳細に説明する。図1においては、超音波診断装置に備えられる一般的な機能については記載を省略し、本発明の特徴に係るリファレンス画像表示に係る主要部の機能のみを記載している。図1に示す超音波診断装置は、超音波画像を再構成する系統とリファレンス画像を再構成する系統とに大別され、前者は探触子12と超音波送受信部14と超音波信号変換部16とを有してなり、後者は、ボリュームデータ記憶部18と磁気位置センサ20と、スキャン面座標算出部36とスキャン面座標記憶部38とリファレンス画像構成部30とを有して構成される。

【0008】

さらに、本装置は超音波信号変換部16及びリファレンス画像構成部30で生成された画像を合成する合成部22と、合成された画像を表示する画像表示部24、画像を写真等に出力するプリンタ25を含んで構成されている。

【0009】

探触子12は、被検者との間で超音波を送受信するものであり、超音波を発生すると共に反射エコーを受信する複数の振動子を内蔵している。超音波送受信部14は、探触子12へ送波信号を出力させ、得られた受信信号を超音波信号変換部16に伝達する。超音波信号変換部16は、探触子12から出力される受信信号を入力してデジタル信号に変換し、診断部位の例えば白黒断層像(Bモード像)やカラーフローマッピング像(CFM像)の超音波画像データを作成する。

【0010】

ボリュームデータ記憶部18は、医療画像診断装置10で撮影されたリファレンス画像のボリュームデータをネットワークを介して、又は光磁気ディスク(MO)等の可搬性記憶媒体を経由して、超音波診断装置内に記憶するものである。磁気位置センサ20は、探触子の3次元的位置および傾きを検出するもので、例えばソース(図示しない。)から3次元空間に発生される磁気信号を検知する磁気センサ等から構成され、3次元的位置及び傾きを検出する機能を有している。なお、この磁気位置センサ20は、磁石式に限らず、例えば光を利用したものなど、公知の位置センサを用いることができる。

【0011】

スキャン面座標算出部36は、磁気位置センサ20により検出された探触子12の位置及び傾き情報から、被検者に対する超音波スキャン面の位置及び傾きを算出し、これに基づいてリファレンスのボリュームデータに対するスキャン面の位置及び傾き情報を算出するものである。つまり、スキャン面の例えば一隅の x, y, z 座標データ及びスキャン面の x, y, z 軸周りの回転角度とからなるスキャン面座標データを算出するものである。スキャン面座標記憶部38は、スキャン面座標算出部36で算出されたスキャン面座標データを入力して複数フレーム分のスキャン面座標を記憶するものである。リファレンス画像構成部30は、スキャン面座標データを入力し、超音波スキャン面と同一断面のリファレンス画像をボリュームデータから再構成するものである。CPU40は、入力部32で入力された信号に基づいて上記各構成要素を制御する。グラフィック表示処理部34は、入力部32により更新された情報を処理し、合成部22へ出力する。

【0012】

超音波信号変換部16から出力される画像データは、 $x - y$ メモリ26に記憶される。 $x - y$ メ

10

20

30

40

50

メモリ26に記憶された画像データに対し、CPU40によって画素のヒストグラムを算出するとともに、データ数にて除算することによって求めた規格化累積ヒストグラムを算出する。

【0013】

またボリュームデータ記憶部18から出力されるリファレンス画像となる2次元画像データも、x-yメモリ26に記憶される。超音波の画像データと同様に、x-yメモリ26に記憶された画像データに対し、CPU40によって画素のヒストグラムを算出するとともに、データ数にて除算することによって求めた規格化累積ヒストグラムを算出する。なお、このx-yメモリ26は、超音波画像用メモリ、リファレンス画像用メモリとしてそれぞれ別個に備えてもよい。

【0014】

図2に累積ヒストグラムを示す。この累積ヒストグラムは前記算出されたヒストグラムデータをグラフィック表示処理部34にてグラフ化して画像表示部24へ表示したものである。曲線50は超音波画像の累積ヒストグラムであり、曲線52はリファレンス画像の累積ヒストグラムである。このように超音波画像とリファレンス画像の累積ヒストグラムには、最高輝度値である点54、点55に関して差があることがわかる。

【0015】

パラメータ演算部28は、CPU40とともにこの累積ヒストグラムの差を補正する演算を行い、超音波画像とリファレンス画像の輝度分布の差を補正する。つまり、リファレンス画像の累積ヒストグラム52を超音波画像のヒストグラム50にフィットさせる。補正されたヒストグラムデータはリファレンス画像構成部30に送られ、リファレンス画像の輝度を調整する。

【0016】

具体的には、リファレンス画像の累積ヒストグラム52の原点53を固定させ、リファレンス画像の累積ヒストグラム52の輝度値が最大の点である点54を超音波画像の累積ヒストグラム50の点55に移動させる。そして、他の点、点56や点57も同様にリファレンス画像のそれぞれの画素が超音波画像の画素とほぼ同じ輝度値になるよう、移動させる。このように累積ヒストグラム52の全ての点を移動させ、リファレンス画像の累積ヒストグラム52を超音波画像の累積ヒストグラム50へ一致させる。そして補正されたリファレンス画像の累積ヒストグラム52に基づいて、リファレンス画像構成部30にてリファレンス画像を作成する逆変換を行う。この逆変換により、例えば、リファレンス画像の原画像の点54の最高輝度は、点55の輝度として表示されることとなる。そして、累積ヒストグラム52上のそれぞれの輝度も累積ヒストグラム50に対応するように修正されて表示される。

【0017】

このようにリファレンス画像を修正することにより、超音波画像とリファレンス画像の輝度値の範囲が一致することになる。よって、これら画像を合成部22にて合成し、画像表示部24で表示したり、プリンタ25で出力しても、超音波画像とリファレンス画像の明るさがそれぞれ一致する。

【0018】

以上の例では、リファレンス画像の累積ヒストグラム52の原点53を固定させ、リファレンス画像の累積ヒストグラム上の点54を超音波画像の累積ヒストグラム上の点55に移動させ、累積ヒストグラム52を圧縮させたが、輝度値によって累積ヒストグラム52を比例的に移動させてもよい。例えば、リファレンス画像の累積ヒストグラム52の輝度値のほぼ中点である点57は、輝度値最大点54の移動量の1/2の距離を移動させる。また、点56は、輝度値最大点54の移動量の3/4の距離を移動させる。このようにリファレンス画像の累積ヒストグラム52の輝度値、最大輝度値に対してn/mの輝度値の点は、輝度値最大点53の移動量のn/mの距離を移動させる。そして、移動された累積ヒストグラム52に基づいて、リファレンス画像構成部30にてリファレンス画像を構成してもよい。この理由は、両画像の最大輝度値と最小輝度値との輝度値範囲が同じであれば、一方の画像のある輝度範囲のデータが表示上失われるということがないからである。

【0019】

10

20

30

40

50

また、上記では、累積ヒストグラム情報を用いたが、リファレンス画像のヒストグラム分布62を超音波画像のヒストグラム分布60にフィットさせてもよい。次に超音波画像とリファレンス画像のヒストグラム分布情報からリファレンス画像の変換を行う実施例を説明する。図3に示されるように、曲線60が超音波画像のヒストグラム分布であり、曲線62がリファレンス画像のヒストグラム分布であるが、このように超音波画像とリファレンス画像のヒストグラム分布には差がある。

【0020】

ここで、輝度分布が少ない微小画素を画質調整に影響させないため、このヒストグラム分布の頻度(画素数)に閾値a(aは任意の整数)を設ける。閾値aを設けることにより、画質調整に用いる輝度又は画素を選択する。画質調整には、閾値aより少ない微小画素は削除され、閾値aより多い画素が用いられる。すなわち、超音波画像のヒストグラム分布60では、点63～点65の範囲が用いられ、リファレンス画像のヒストグラム分布62では、点64～点66の範囲が用いられる。

10

【0021】

まず、選択された範囲において、リファレンス画像のヒストグラム分布62の最小輝度値である点64を超音波画像のヒストグラム分布60の最小輝度値63に移動させる。また、同様にしてリファレンス画像のヒストグラム分布62の最大輝度値である点66を超音波画像のヒストグラム分布60の最大輝度値65に移動させる。リファレンス画像のヒストグラム分布62の他の点、例えば点68, 点69も同様に、後述の破線曲線67上に水平移動させる。閾値aより小さい曲線62の領域も同様に外挿補間により水平移動させる。

20

【0022】

リファレンス画像のヒストグラム分布の点64～点66の幅と、超音波画像のヒストグラム分布の点63～点65の幅が一致しない場合がある。その場合、幅の差分だけ曲線62を横方向に拡大させたり、縮小させたりする。例えば、点64～点66の幅が200とし、点63～点65の幅が180とした時、曲線62を180/200倍(0.9倍)横方向に縮小させる。このように曲線62を拡大或いは縮小させることにより、点63と点65を通過する破線曲線67のように、超音波画像のヒストグラム分布60と修正されたリファレンス画像のヒストグラム分布67の輝度範囲を一致させる。

【0023】

そして、この修正後のヒストグラム分布67に基づいてリファレンス画像構成部30にてリファレンス画像を作成する逆変換を行う。この逆変換により、例えば、点64の輝度は点63の輝度として、また点66の輝度は点65の輝度として表示されることとなる。そして、ヒストグラム分布62上のそれぞれの輝度もヒストグラム分布67の範囲に該当する輝度に応じて表示される。

30

【0024】

ヒストグラム分布が閾値aより2箇所上部に出る場合、すなわち閾値aを超えたヒストグラム分布の山が2つ以上ある場合、輝度の範囲が広いヒストグラム分布に点64と点66を設定し、上記の通り画質調整を行ってもよい。また閾値aのレベルを上を設定し、ヒストグラム分布が閾値より上部に出る箇所が1箇所だけになるようにしてもよい。

【0025】

輝度の範囲が広いヒストグラム分布を選択するか、閾値aのレベルを選択するのかは、操作者が入力部32において任意に選択する行うことができ、それぞれを組み合わせ調整を行ってもよい。

40

【0026】

さらに、図4に示されるように超音波画像とリファレンス画像の輝度分布を一致させるため、それぞれのヒストグラム分布の山と山を合わせて補正してもよい。まず、修正したリファレンスヒストグラム分布67の最も高い山の頂点670と超音波画像輝度分布の最も高い山の頂点600を抽出する。そして、点63と点65を固定したままで、頂点670を頂点600の輝度が位置する場所(b地点)まで移動させる。リファレンス画像のヒストグラム分布の破線曲線67上の他の点も同様に、比例的に水平移動させる。移動後は点線曲線77のようにな

50

る。なお、閾値aより小さい破線曲線67の領域は固定したままでよい。この再修正後のヒストグラム分布77に基づいてリファレンス画像構成部30にてリファレンス画像を作成する逆変換を行う。この逆変換により、例えば、点670の輝度は点600の輝度として表示されることとなる。

【 0 0 2 7 】

超音波画像のヒストグラム分布60とリファレンス画像のヒストグラム分布67の双方をそれぞれ調整してもよい。例えば、それぞれの頂点670と頂点600を輝度 $(b + c) / 2$ の位置へ移動させてもよい。これによれば、それぞれの画素を中間輝度で表示させることができ、明るい輝度分布の方は暗く、暗い輝度分布の方は明るくすることができる。また、それぞれの頂点670と頂点600を輝度 $(d + e) / 2$ の位置へ移動させてもよい。これにより、山の中心が頂点になるため、超音波画像のヒストグラム分布60とリファレンス画像のヒストグラム分布67を滑らかに作成することができる。

【 0 0 2 8 】

また、リファレンス画像の累積ヒストグラム或いは、ヒストグラム分布を入力部32から入力した信号にて任意に変形させることができる。例えば、図2において、点56をトラックボールでドラックして右方向に移動させると、リファレンス画像の累積ヒストグラム52は、原点53を固定した上で点56を中心にして、すなわち点56を最大移動ポイントとして右方向に移動される。逆に左方向に移動させると、点56を最大移動ポイントとして左方向に移動される。移動後、点56をドロップすることにより累積ヒストグラム52が決定される。他の点も同様であり、点54や点57の曲線52上のあらゆる点において上記のような移動を行うことができる。

【 0 0 2 9 】

また、このように原点を固定した上で、点56のように曲線の上側の点をドラックさせて移動させると、比較的遅い移動になる。下側の点をドラックさせて移動させると、速い移動になる。したがって、累積ヒストグラム52の微調整を行いたい場合、点54を移動させると効果的である。

【 0 0 3 0 】

次に図5に画像表示部24に表示されるヒストグラム像を示す。図5(a)は累積ヒストグラムの状態を示す図である。曲線70は、修正中の累積ヒストグラムであり、破線曲線71は、画像から求められた最初の累積ヒストグラムを示している。累積ヒストグラムを修正中は、破線曲線71はデフォルト状態として表示される。破線曲線72は、入力部32で移動させた際、全体の輝度値が最も小さい累積ヒストグラムを示している。

【 0 0 3 1 】

また、図5(b)はヒストグラム分布の状態を示す図である。曲線80は、修正中のヒストグラム分布である。破線曲線81は、画像から求められた最初のヒストグラム分布を示している。ヒストグラム分布を修正中は、破線曲線81はデフォルト状態として表示される。破線曲線82は、入力部32で移動させた際、全体の輝度値が最も小さいヒストグラム分布を示している。このように移動前の状態を破線曲線で示すことにより、画面を見ながらヒストグラムの移動経路や最適状態の調整を行うことができる。

【 0 0 3 2 】

ここで、他の実施形態を図6に示す。上記実施形態と異なる点は、x - yメモリ26とパラメータ演算部28の代わりに、超音波画像の輝度を演算し、超音波画像データを出力する輝度演算部13と、リファレンス画像の輝度を演算し、リファレンス画像データを出力する輝度演算部15と、輝度演算部13と輝度演算部15から出力されるそれぞれの画像データの輝度を調整させ、合成部22に出力する輝度調整部17を備えたことである。上記実施形態と同様に、図2～図5に示される実施形態を実施することができることに加え、超音波画像の輝度を調整することができる。

【 0 0 3 3 】

具体的には、輝度演算部13では、超音波信号変換部16から出力される超音波画像データに基づいて、超音波画像データの輝度を演算して累積ヒストグラムやヒストグラム分布を

10

20

30

40

50

算出する。また、輝度演算部15では、リファレンス画像構成部30から出力されるリファレンス画像データに基づいて、リファレンス画像データの輝度を演算して累積ヒストグラムやヒストグラム分布を算出する。輝度調整部17では、それぞれの累積ヒストグラムやヒストグラム分布に基づいて、図2～図5に示される実施形態のように、輝度を調整してそれぞれの画像データを合成部22に出力する。合成部22では、2つの画像データに基づいて、超音波画像及びリファレンス画像が合成され、画像表示部24やプリンタ25に出力される。

【0034】

超音波ガンマカーブ、CT値輝度変換に適用した例を図7に示す。図7は超音波の信号強度に応じて超音波画像の輝度が決定されて画面に表示され、またCT値に応じてCT画像の輝度が決定されて画面に表示される形態を示している。この実施形態の特徴は、輝度情報を調整する元となるものとして超音波の信号強度やCTのCT値を用いる点である。曲線83で示されているものが超音波画像を画像表示部24へ表示するためのガンマカーブであり、折れ線84で示されているものがリファレンス画像、ここではCT画像を画像表示部24へ表示するためのリファレンス画像用輝度変換データである。

【0035】

輝度調整部17では、ここで設定輝度値g(例えば200)を超えないように、リファレンス画像用輝度変換データの折れ線84を破線85や破線86のように設定する。リファレンス画像用輝度変換データを破線85のように補正することにより、リファレンス画像における輝度値g～255の範囲の輝度は表示されなくなる。つまり、リファレンス画像は折れ線84のコントラスト範囲(CT値範囲)で表示され、リファレンス画像において白く表示される部分は除かれる。またリファレンスデータを破線86のように修正することも可能で、折れ線84で表示されるコントラスト範囲(CT値範囲)を超えて表示されるが、この場合もリファレンス画像の白く表示される部分はなくなる。

【0036】

また、図示はしていないが、超音波画像ガンマカーブにおいてもリファレンス画像データと同様に輝度値g～255の輝度を表示させないようにすることもできる。よって、超音波画像及びリファレンス画像を同じ輝度値g以下の輝度で表示させる、つまり輝度値g～255を省くことにより、比較的白く表示される画像を抑えて表示させることができる。

【0037】

図8に具体的な表示形態を示す。画像表示部24には、リファレンス画像90と超音波画像91とが並列に表示されている。超音波画像91は、超音波信号変換部16により処理された超音波画像データにより構成される。また、リファレンス画像90は、探触子12に接続された磁気位置センサ20を用いて、超音波画像の同一部位の画像がリファレンス画像構成部30により構成される。

【0038】

超音波画像91の下部には、超音波画像91のゲインパラメータの表示93を行う。またリファレンス画像90の下部には、リファレンス画像90のウィンドウサイズとウィンドウレベルを決定させる表示92を行う。この数値は、入力部32によって変更でき、ゲインパラメータ、ウィンドウサイズとウィンドウレベルを任意に変えることができる。また、超音波画像のガンマカーブの表示96を行い、リファレンス画像CT/MRのボリュームデータ作成時の輝度情報をグラフ化して表示92, 93を行う。また変更した輝度情報の表示を行う。ボリュームデータがCTとMR両方存在する場合、例えば、右側のグラフ95はCTの輝度情報、左側のグラフ94はMRの輝度情報とする。これらのグラフ表示形態は、図2～5、図7で示したグラフである。

【0039】

それぞれのパラメータが変更する毎にリファレンス画像90、超音波画像91が変更されるが、変更されたゲインパラメータ、ウィンドウサイズとウィンドウレベルの数値は92, 93に表示される。

【0040】

また、図9に示されるように、様々な機能を持たせたMenuバー97を表示させることもで

10

20

30

40

50

きる。例えばMenu1を選択すると、図4の形態が表示される。Menu2を選択すると、画像のみが表示される。

【0041】

図10は図9に示されるMenu機能の一形態である。画面104はCT画像のウィンドウサイズとウィンドウレベルを調整するための画面であり、画面105はMR画像のウィンドウサイズとウィンドウレベルを調整するための画面である。例えば、ボックス102内のアップ/ダウンマーカをクリックして調整することにより、CT画像のウィンドウレベルを調整することができ、その数値“1”を表示させることができる。また、ボックス103を調整することにより、CT画像のウィンドウサイズを調整することができ、その数値“10”を表示させることができる。画面105はMR画像のウィンドウサイズとウィンドウレベルを調整できる画面で、その調整法は、画面104と同様である。超音波診断装置の操作パネル上の入力部32のつまみ107を回転させることにより、CT画像とMR画像のウィンドウサイズとウィンドウレベル数値を変換することができるようにしてもよい。また超音波画像もこのつまみ107で画質の調整を行うことができるようにしてもよい。

10

【0042】

また、画面上に設けられたAUTOボタン101にチェックを入れると、自動的にリファレンス画像を超音波画像に合わせて調整することができるようにしてもよい。図2~5、図7で上述したとおり、パラメータ演算部28或いは輝度調整部17は、リファレンス画像の累積ヒストグラム52を超音波画像のヒストグラム50にフィットさせたり、リファレンス画像のヒストグラム分布62を超音波画像のヒストグラム分布60にフィットさせたりする。

20

【0043】

このように超音波診断装置の入力部32によって、超音波画像、リファレンス画像であるCT画像、MR画像の画質を調整することができる。したがって1つの入力部によって多種画像の画質調整できるため、短時間で画質調整を行うことができる。

【0044】

次に本実施形態の動作手順について、フローチャート図11、図12を用いて説明する。図11は基本となる動作手順である。まず、入力部32において超音波画像、リファレンス画像をフリーズOFF状態から、フリーズONにするかどうかを選択する(S10)。フリーズONにした場合、フリーズON直前の超音波画像のゲイン/コントラストと、リファレンス画像のウィンドウレベル、ウィンドウ幅、輝度ヒストグラム情報を記録する。この輝度ヒストグラムはx-yメモリ26に記録される(S11)。超音波診断装置の入力部32(キーボード等)により超音波画像のゲイン/コントラストを変更する(S12)。そして、x-yメモリ26から超音波画像の輝度ヒストグラム情報を算出する(S13)。x-yメモリ26からリファレンス画像の輝度ヒストグラム情報を算出する(S14)。パラメータ演算部28は超音波画像の輝度ヒストグラム情報に合わせてリファレンス画像の輝度を変換し、超音波画像と並列表示する。そして、プリンタ25で超音波画像とリファレンス画像の画像出力を行う(S15)。入力部32においてフリーズON状態からフリーズOFFにするかどうかを選択する(S16)。フリーズOFFする場合、フリーズON直前の超音波画像のゲイン/コントラストと、リファレンス画像のウィンドウレベル、ウィンドウ幅、輝度ヒストグラム情報を変換する(S17)。フリーズをOFFしない場合は、そのまま終了する。

30

40

【0045】

図12は、図11のS15とS16の間にオプションS18、S19を追加した例を示す。リファレンス画像の変換後の輝度ヒストグラムより、ウィンドウレベル、ウィンドウ幅を算出し、表示している値を更新する(S18)。リファレンス画像読み出し時の輝度分布と、リアルタイムで変更される調整後の輝度分布のグラフを画面下部に表示する(S19)。図12では、リファレンス画像の更新情報を画面に表示するステップを加えていることにより、リファレンス画像の詳細を把握することができる。

【0046】

上記では、超音波画像のヒストグラム情報に基づいてリファレンス画像を調整したが、リファレンス画像のヒストグラム情報に基づいて超音波画像を調整してもよい。また、リ

50

ファレンス画像と超音波画像を必ずしも同時に表示する必要は無く、どちらか一方を表示させてもよい。また、リファレンス画像を半透明に画像処理することにより、リファレンス画像に超音波画像を重ね合わせて表示することもできる。

【0047】

上記では、超音波画像と、その同一断面のリファレンス画像とを表示する発明を開示したが、この形態だけでなく、超音波診断装置以外の別の医用診断装置のモダリティを融合する装置にも適用できる。例えば、同一断面を表示させるレントゲン装置とMRの画質調整、同一断面を表示させるCTとMRの画質調整にも適用できる。

【図面の簡単な説明】

【0048】

10

【図1】本発明の構成ブロックを示す図。

【図2】本発明の演算処理の一実施形態を示す図。

【図3】本発明の演算処理の一実施形態を示す図。

【図4】本発明の演算処理の一実施形態を示す図。

【図5】本発明の演算処理の一実施形態を示す図。

【図6】本発明の他の構成ブロックを示す図。

【図7】本発明の演算処理の一実施形態を示す図。

【図8】本発明の一表示形態を示す図。

【図9】本発明の一表示形態を示す図。

【図10】本発明の入力部を示す図。

20

【図11】本発明の基本動作手順を示す図。

【図12】本発明の動作手順を示す図。

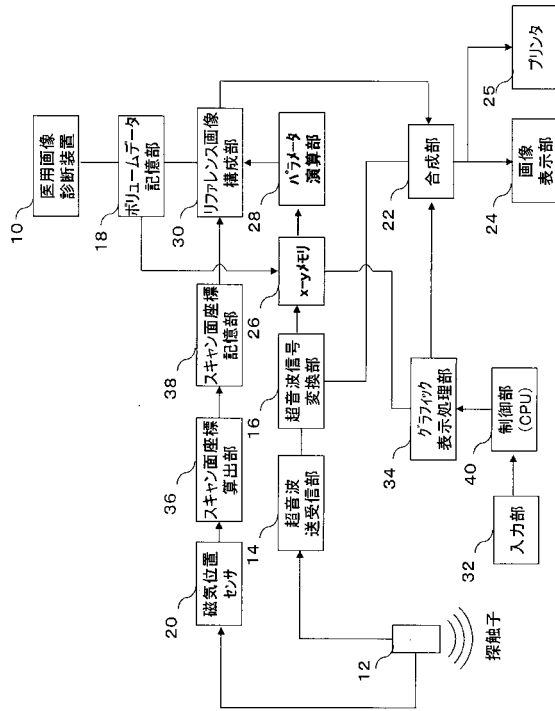
【符号の説明】

【0049】

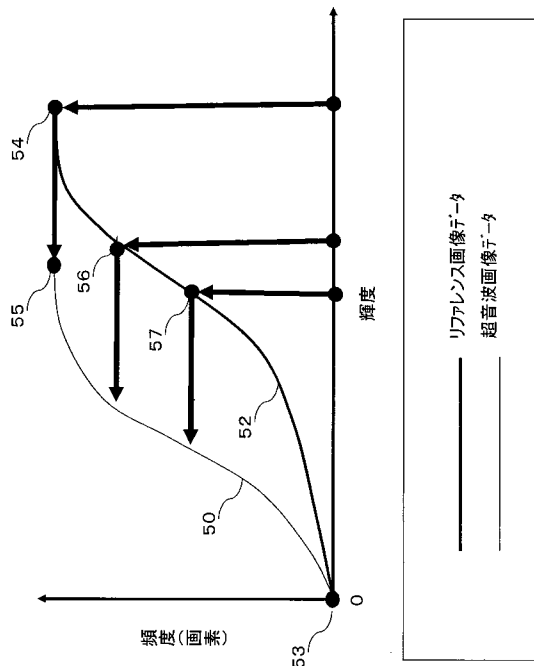
10 医用画像診断装置、12 探触子、14 超音波送受信部、16 超音波信号変換部、18 ボリュームデータ記憶部、20 磁気位置センサ、22 合成部、24 画像表示部、25 プリンタ、26 x-yメモリ、28 パラメータ演算部、30 リファレンス画像構成部、32 入力部、34 グラフィック表示処理部、50 累積超音波画像ヒストグラム、52 累積リファレンス画像ヒストグラム、60 超音波画像ヒストグラム分布、62 リファレンス画像ヒストグラム分布

30

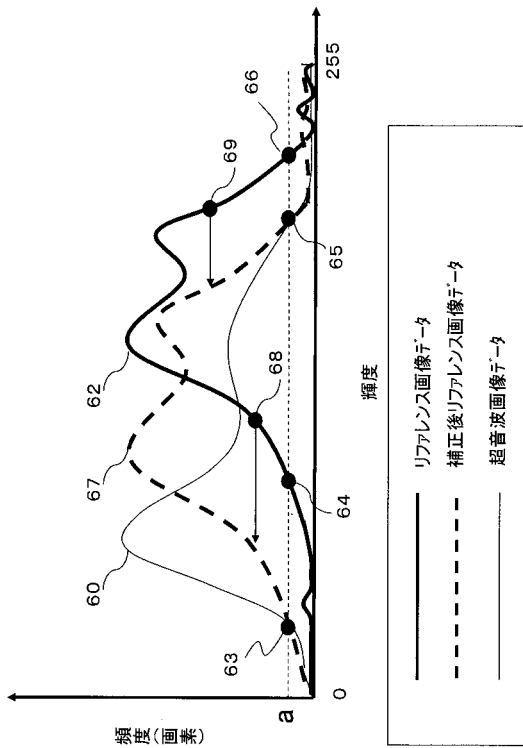
【図1】



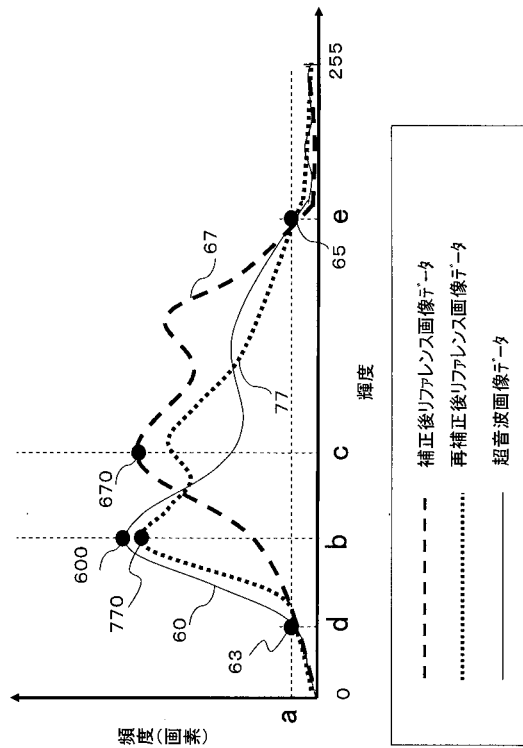
【図2】



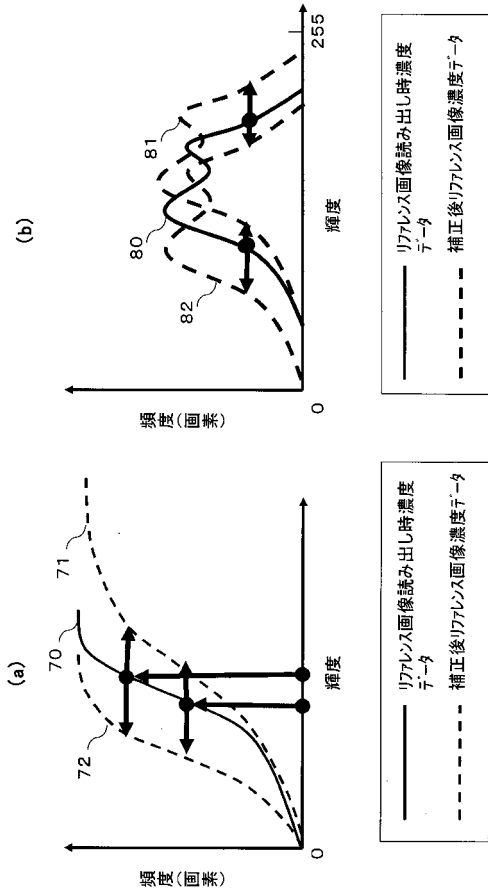
【図3】



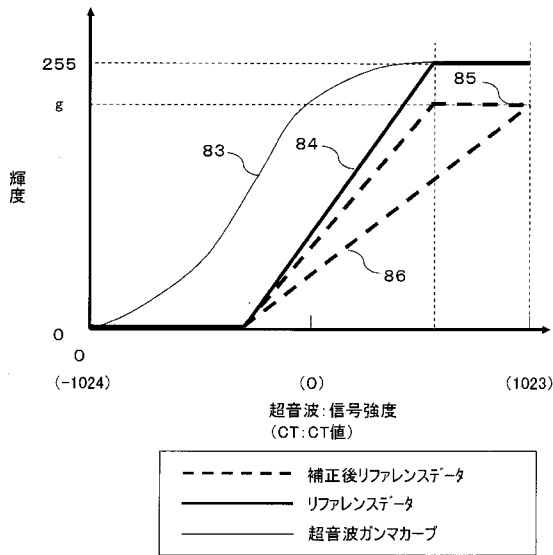
【図4】



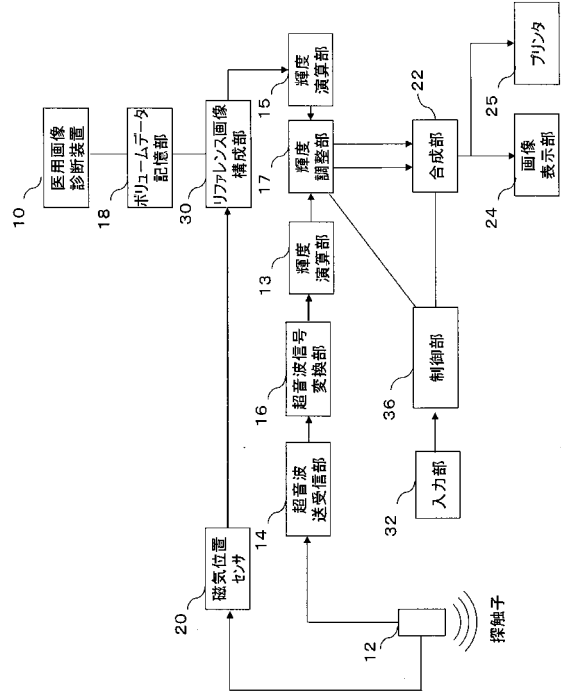
【図5】



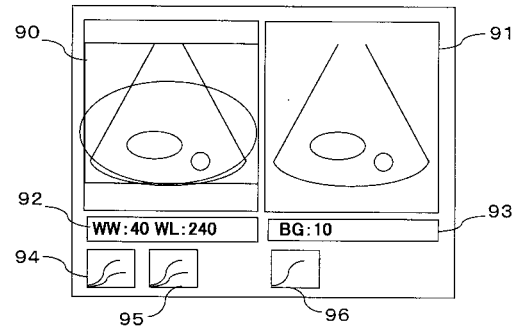
【図7】



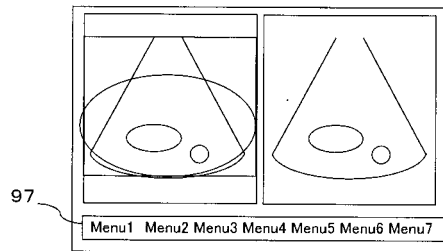
【図6】



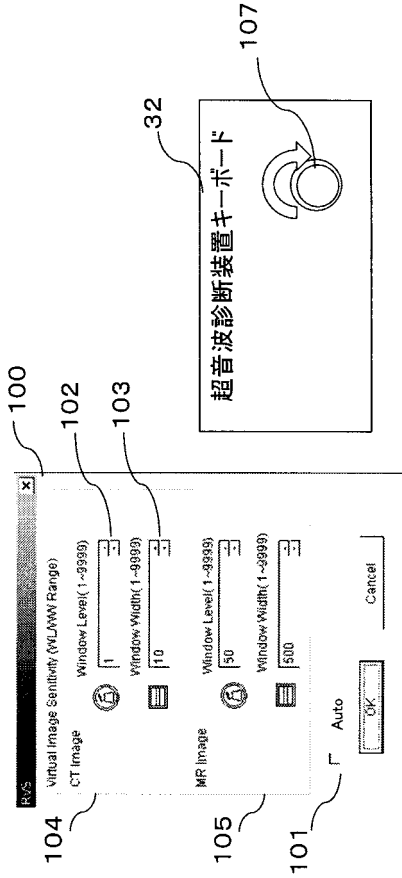
【図8】



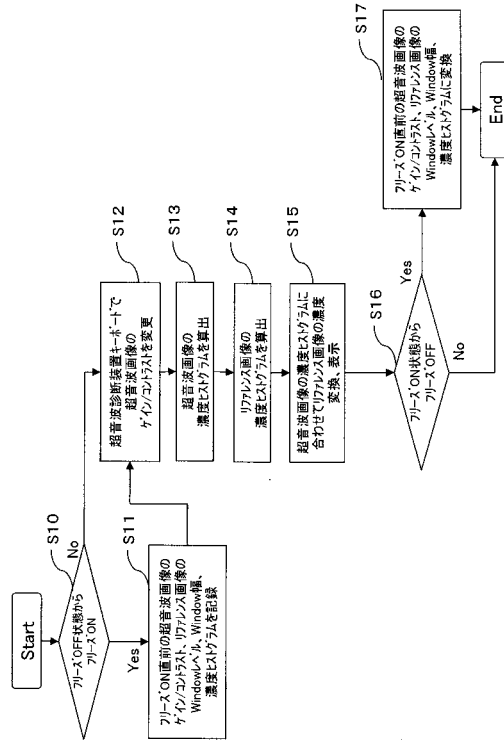
【図9】



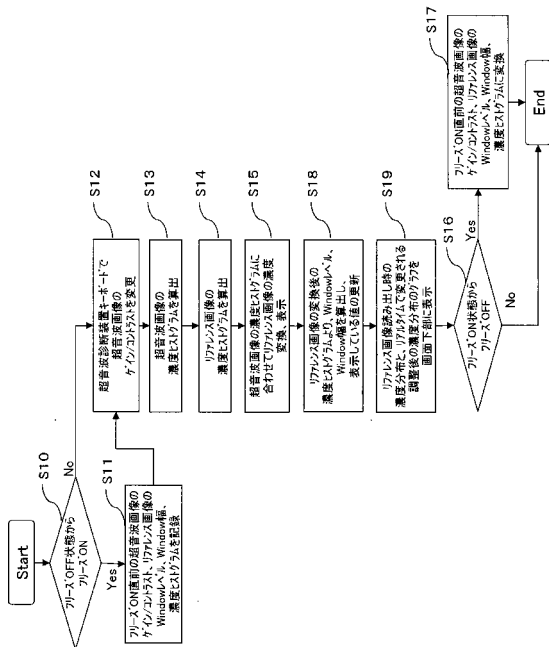
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平02 - 294786 (JP, A)
特開平06 - 292666 (JP, A)
特開平10 - 328180 (JP, A)
国際公開第2004/098414 (WO, A1)
特開2002 - 77728 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00
A61B 5/055
A61B 6/03

专利名称(译)	医学成像系统		
公开(公告)号	JP4807824B2	公开(公告)日	2011-11-02
申请号	JP2005198533	申请日	2005-07-07
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	安喰直子		
发明人	安喰 直子		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/055 A61B6/03		
FI分类号	A61B8/00 A61B5/05.390 A61B6/03.360.C A61B6/03.377 A61B5/055.390 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/CA21 4C093/FD03 4C093/FD09 4C093/FF08 4C093/FF19 4C093/FF30 4C093/FF42 4C093/FF46 4C093/FG02 4C096/AA18 4C096/AB41 4C096/AD19 4C096/DC12 4C096/DC29 4C096/DD14 4C096/FC20 4C601/BB03 4C601/EE04 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JB36 4C601/JC33 4C601/KK04 4C601/KK05 4C601/KK07 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL33		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2007014525A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供医学图像诊断系统，其可以容易地执行指示相同部分和参考图像的超声波图像的图像协调。ZOLUTION：在医学图像诊断系统中，其中通过利用超声波图在显示屏中指示通过从医学图像诊断设备成像的体数据提取对应于超声探头12的扫描表面的图像数据而获得的参考图像，算术提供从超声波图上的亮度分布信息调整参考图像的亮度的装置，并且从调整后的亮度组成参考图像。Z

【图2】

