

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-638

(P2005-638A)

(43) 公開日 平成17年1月6日(2005.1.6)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/12

F I

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2003-387281 (P2003-387281)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成15年11月17日 (2003.11.17)		オリンパス株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2003-140823 (P2003-140823)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(32) 優先日	平成15年5月19日 (2003.5.19)	(74) 代理人	100076233
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	市川 純一
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	武田 匡広
			東京都渋谷区初台1丁目53番6号 オリ ンパスシステムズ株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB03 BB13 BB14 BB21 BB24 BB26 EE04 FE01 JC04 JC07 JC09 JC19 JC25 KK09 KK10 KK12 KK22 KK25 LL03 LL38

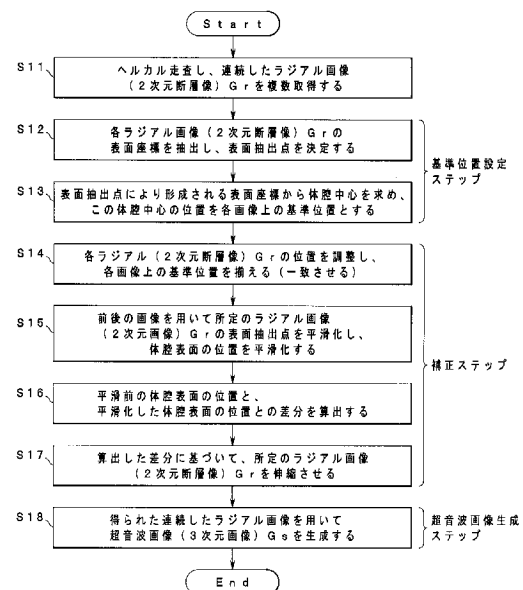
(54) 【発明の名称】 超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラム

(57) 【要約】

【課題】 拍動の影響を取り除き、画質の良い超音波画像を得ることができる超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムを実現する。

【解決手段】 超音波画像生成方法は、被検体に対して超音波を送受信して得られた超音波エコーデータに基づき、超音波画像を生成するように構成されている。超音波画像生成方法は、連続する複数の2次元断層像に対して各画像上の基準位置を求める基準位置設定ステップ(ステップS12, S13)と、基準位置設定ステップで求めたそれぞれの2次元断層像の基準位置の不規則性を補正して規則性のある連続的な2次元断層像を得る補正ステップ(ステップS14~S17)と、補正ステップで補正した規則性のある連続的な2次元断層像に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成ステップ(ステップS18)と、を有している。

【選択図】 図23



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波を送受信して得られた超音波エコーデータに基づき、超音波画像を生成する超音波画像生成方法において、

連続する複数の 2 次元断層像に対して各画像上の基準位置を求める基準位置設定ステップと、

前記基準位置設定ステップで求めたそれぞれの 2 次元断層像の前記基準位置の不規則性を補正して規則性のある連続的な 2 次元断層像を得る補正ステップと、

前記補正ステップで補正した前記規則性のある連続的な 2 次元断層像に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成ステップと、

を有することを特徴とする超音波画像生成方法。

10

【請求項 2】

前記補正ステップは、予め指定された所定の 2 次元断層像の基準位置と、前記所定の 2 次元断層像と異なる他の 2 次元断層像の基準位置とを一致させるように当該他の 2 次元断層像を移動させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像生成方法。

【請求項 3】

前記補正ステップは、更に、前記所定の 2 次元断層像の基準位置と、前記他の 2 次元断層像の基準位置とを一致させた後に、前記所定の 2 次元断層像を挟む前後の 2 次元断層像を用いて体腔表面の位置を平滑化することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波画像生成方法。

20

【請求項 4】

前記補正ステップは、更に、前記平滑化を実施した後に、平滑前の体腔表面の位置と平滑化した体腔表面の位置との差分を算出し、この算出した差分に基づいて該当する 2 次元断層像を伸縮することで、連続的な超音波画像を得ることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波画像生成方法。

【請求項 5】

前記基準位置は、抽出された体腔表面を多角形とみなしたときの重心であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像生成方法。

【請求項 6】

前記基準位置は、抽出された体腔表面を極座標から直交座標に変換し、この直交座標上において時計回りに 3、6、9、12 時の位置に配置される抽出点に基づいて算出した体腔中心であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像生成方法。

30

【請求項 7】

被検体に対して超音波を送受信して得られた超音波エコーデータに基づき、超音波画像を生成する超音波画像処理装置におけるコンピュータに、

連続する複数の 2 次元断層像に対して各画像上の基準位置を求める基準位置設定手順と、

前記基準位置設定手順で求めたそれぞれの 2 次元断層像の前記基準位置の不規則性を補正して規則性のある連続的な 2 次元断層像を得る補正手順と、

前記補正手順で補正した前記規則性のある連続的な 2 次元断層像に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手順と、

を実行させることを特徴とする超音波画像生成プログラム。

40

【請求項 8】

前記補正手順は、予め指定された所定の 2 次元断層像の基準位置と、前記所定の 2 次元断層像と異なる他の 2 次元断層像の基準位置とを一致させるように当該他の 2 次元断層像を移動させることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波画像生成プログラム。

【請求項 9】

前記補正手順は、更に、前記所定の 2 次元断層像の基準位置と、前記他の 2 次元断層像の基準位置とを一致させた後に、前記所定の 2 次元断層像を挟む前後の 2 次元断層像を用いて体腔表面の位置を平滑化することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波画像生成プロ

50

グラム。

【請求項 10】

前記補正手順は、更に、前記平滑化を実施した後に、平滑前の体腔表面の位置と平滑化した体腔表面の位置との差分を算出し、この算出した差分に基づいて該当する 2 次元断層像を伸縮することで、連続的な超音波画像を得ることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波画像生成プログラム。

【請求項 11】

前記基準位置は、抽出された体腔表面を多角形とみなしたときの重心であることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波画像生成プログラム。

【請求項 12】

前記基準位置は、抽出された体腔表面を極座標から直交座標に変換し、この直交座標上において時計回りに 3、6、9、12 時の位置に配置される抽出点に基づいて算出した体腔中心であることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波画像生成プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に対して超音波を送受信して得られた超音波エコーデータに基づき、超音波画像を生成する超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波診断装置は、医療用分野及び工業用分野において、広く用いられる。超音波診断装置は、超音波を被検体に対して送受信することにより、被検体内を非侵襲的に診断するものである。

上記従来の超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受信して得られた超音波エコーデータに基づき、ラジアル画像（超音波振動子の走査軸に対して垂直断面）やりニア画像（超音波振動子の走査軸に対して水平断面）等の 2 次元断層像から構築される 3 次元（立体）の超音波画像を生成する超音波画像生成方法を備えている。

【0003】

このような従来の超音波画像生成方法は、例えば、特開 2000-254123 号公報に記載されているように超音波画像を立体的に把握し易くするため、体腔表面を抽出した 3 次元画像を生成するものが提案されている。

【0004】

一般に、超音波断層画像において、問題になるのが人体の「拍動」である。

通常、超音波診断装置は、超音波振動子をラジアル走査（超音波振動子の走査軸に対して垂直走査）すると共に、リニア走査（超音波振動子の走査軸に対して水平走査）することにより、ヘリカルスキャンを行って上記ラジアル画像及び上記リニア画像等の 2 次元断層像を得ている。ここで、上記ヘリカルスキャンは、例えば、2～4 秒程度の時間を必要としている。

【0005】

しかしながら、上記従来の超音波画像生成方法では、上記ヘリカルスキャンを行っている 2～4 秒程度の間に発生する拍動により、スキャン開始時と終了時とで関心領域の位置が一定しないのが普通である。この「ズレ」は主に上記リニア画像において問題となり、その程度があまりに大きいと、上記リニア画像を構築しても明瞭な画像とならなくなってしまふ虞れが生じる。

【0006】

尚、リニア画像のズレの原因には、上記拍動以外にも以下の表 1 に示す要素が考えられる。

10

20

30

40

【表 1】

原因	特徴
拍動	1分間に70回前後。周期的で小さく激しい動き。
蠕動	数秒に1回程度。周期的で大きくゆっくりした動き。
プローブの揺らぎ	不規則だがゆっくりした動き。
呼吸性移動	不規則だがゆっくりした動き。

10

【0007】

上記特開2000-254123号公報に記載の超音波画像生成方法は、血管が近くにある臓器の画像を3次元化すると、上記拍動の影響で臓器が動き、画像が歪むという問題がある。

【0008】

一方、これに対して、従来の超音波画像生成方法は、例えば、特開2000-316864号公報に記載されているように拍動除去を試みたものが提案されている。

しかしながら、上記特開2000-316864号公報に記載の超音波画像生成方法は、拍動除去に関してある程度の効果が得られているが、拍動除去がまだ十分ではない。このため、超音波画像生成方法としては、より効果の高い方法が求められている。

【0009】

一方、これに対して、従来の超音波画像生成方法は、例えば、特許第331626号公報に記載されているように体腔の重心を求めて、超音波画像を安定させようとしたものが提案されている。

【特許文献1】特開2000-254123号公報

【特許文献2】特開2000-316864号公報

【特許文献3】特許第331626号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、上記特許第331626号公報に記載の超音波画像生成方法は、モニタ上の2次元断層画像を安定させるという効果しかなく、拍動の影響を除去するために3次元的な広がりを持つ超音波画像（即ち、3次元画像）にそのまま適用しても効果が無い。

【0011】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、拍動の影響を取り除き、画質の良い超音波画像を得ることができる超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラム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】

本発明による第1の超音波画像生成方法は、被検体に対して超音波を送受信して得られた超音波エコーデータに基づき、超音波画像を生成する超音波画像生成方法において、連続する複数の2次元断層像に対して各画像上の基準位置を求める基準位置設定ステップと、前記基準位置設定ステップで求めたそれぞれの2次元断層像の前記基準位置の不規則性を補正して規則性のある連続的な2次元断層像を得る補正ステップと、前記補正ステップで補正した前記規則性のある連続的な2次元断層像に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成ステップと、を具備したことを特徴としている。

また、本発明による第2の超音波画像生成方法は、前記第1の超音波画像生成方法において、前記補正ステップは、予め指定された所定の2次元断層像の基準位置と、前記所定

50

の２次元断層像と異なる他の２次元断層像の基準位置とを一致させるように当該他の２次元断層像を移動させることを特徴としている。

また、本発明による第３の超音波画像生成方法は、前記第２の超音波画像生成方法において、前記補正ステップは、更に、前記所定の２次元断層像の基準位置と、前記他の２次元断層像の基準位置とを一致させた後に、前記所定の２次元断層像を挟む前後の２次元断層像を用いて体腔表面の位置を平滑化することを特徴としている。

また、本発明による第４の超音波画像生成方法は、前記第３の超音波画像生成方法において、前記補正ステップは、更に、前記平滑化を実施した後に、平滑前の体腔表面の位置と平滑化した体腔表面の位置との差分を算出し、この算出した差分に基づいて該当する２次元断層像を伸縮することで、連続的な超音波画像を得ることを特徴としている。

10

また、本発明による第５の超音波画像生成方法は、前記第１の超音波画像生成方法において、前記基準位置は、抽出された体腔表面を多角形とみなしたときの重心であることを特徴としている。

また、本発明による第６の超音波画像生成方法は、前記第１の超音波画像生成方法において、前記基準位置は、抽出された体腔表面を極座標から直交座標に変換し、この直交座標上において時計回りに３、６、９、１２時の位置に配置される抽出点に基づいて算出した体腔中心であることを特徴としている。

本発明による第１の超音波画像生成プログラムは、被検体に対して超音波を送受信して得られた超音波エコーデータに基づき、超音波画像を生成する超音波画像処理装置におけるコンピュータに、連続する複数の２次元断層像に対して各画像上の基準位置を求める基準位置設定手順と、前記基準位置設定手順で求めたそれぞれの２次元断層像の前記基準位置の不規則性を補正して規則性のある連続的な２次元断層像を得る補正手順と、前記補正手順で補正した前記規則性のある連続的な２次元断層像に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手順と、を実行させることを特徴としている。

20

また、本発明による第２の超音波画像生成プログラムは、前記第１の超音波画像生成プログラムにおいて、前記補正手順は、予め指定された所定の２次元断層像の基準位置と、前記所定の２次元断層像と異なる他の２次元断層像の基準位置とを一致させるように当該他の２次元断層像を移動させることを特徴としている。

また、本発明による第３の超音波画像生成プログラムは、前記第２の超音波画像生成プログラムにおいて、前記補正手順は、更に、前記所定の２次元断層像の基準位置と、前記他の２次元断層像の基準位置とを一致させた後に、前記所定の２次元断層像を挟む前後の２次元断層像を用いて体腔表面の位置を平滑化することを特徴としている。

30

また、本発明による第４の超音波画像生成プログラムは、前記第３の超音波画像生成プログラムにおいて、前記補正手順は、更に、前記平滑化を実施した後に、平滑前の体腔表面の位置と平滑化した体腔表面の位置との差分を算出し、この算出した差分に基づいて該当する２次元断層像を伸縮することで、連続的な超音波画像を得ることを特徴としている。

また、本発明による第５の超音波画像生成プログラムは、前記第１の超音波画像生成プログラムにおいて、前記基準位置は、抽出された体腔表面を多角形とみなしたときの重心であることを特徴としている。

40

また、本発明による第６の超音波画像生成プログラムは、前記第１の超音波画像生成プログラムにおいて、前記基準位置は、抽出された体腔表面を極座標から直交座標に変換し、この直交座標上において時計回りに３、６、９、１２時の位置に配置される抽出点に基づいて算出した体腔中心であることを特徴としている。

【発明の効果】

【００１３】

本発明の超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムは、拍動の影響を取り除き、画質の良い超音波画像を得ることができるという効果を有する。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１４】

50

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例 1】

【0015】

図 1 ないし図 12 は本発明の第 1 実施例に係わり、図 1 は第 1 実施例の超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムを備えた超音波診断システムの全体構成図、図 2 は 2 次元断層画像（ラジアル画像） G_r の具体例を示す図、図 3 は超音波画像（3 次元画像） G_s を示す概略図、図 4 は第 1 実施例の超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムを示すフローチャート、図 5 は表面座標を抽出して表面抽出点を決定する際の画像を示す図、図 6 は表面抽出点を結んだ多角形を生成して重心を求める際の画像を示す図、図 7 は 2 つのラジアル画像が同じ体腔を描出しているにもかかわらず体腔表面の位置にずれが生じている際の画像を示す図、図 8 は 2 つのラジアル画像の位置を調整して重心を一致させた際の画像を示す図、図 9 は平滑化した結果、体腔表面が滑らかになった際の画像を示す図、図 10 は平滑化前後で体腔表面の表面位置が一致しない際の画像を示す図、図 11 は超音波画像（3 次元画像） G_s の具体例を示す図、図 12 はラジアル画像 G_r が数百本の音線データで形成されていることを示す図である。

【0016】

図 1 に示すように第 1 実施例の超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムを備えた超音波診断システム 1 は、後述の超音波振動子 2 a を内蔵した超音波プローブ 2 と、この超音波プローブ 2 で受信した超音波エコー信号を信号処理して超音波画像を生成する装置本体（超音波画像処理装置）3 と、この装置本体 3 から出力される出力画像信号を入力してリアルタイムの超音波画像を表示するモニタ 4 とから主に構成される。

超音波プローブ 2 は、体腔内に挿入可能な細長で可撓性を有する挿入部 11 と、この挿入部 11 の基端側が着脱自在に連設される駆動部 12 とから構成される。挿入部 11 は、この先端部 11 a に超音波を送受信する超音波振動子 2 a が内蔵されている。

【0017】

超音波振動子 2 a は、フレキシブルシャフト 21 の先端に取り付けられている。尚、超音波プローブ 2 は、超音波を透過する音響キャップで先端部 11 a が覆われている。そして、超音波振動子 2 a の周囲は、超音波を伝達（伝播）する図示しない超音波伝播媒体で満たされている。また、超音波振動子 2 a は、図示しない信号線が延出しており、この信号線が駆動部 12 経由で装置本体 3 内の後述する超音波観測部 31 に接続されている。

【0018】

そして、超音波プローブ 2 は、駆動部 12 に内蔵した図示しない第 1 モータを駆動することで、超音波振動子 2 a が回転駆動されてラジアル走査するようになっている。更に、超音波プローブ 2 は、駆動部 12 に内蔵した図示しない第 2 モータを駆動することで、フレキシブルシャフト 21 が挿入部 11 の軸方向（長手方向で例えば Z 軸方向とする）に進退動されることで超音波振動子 2 a が進退動してリニア走査することができる。

【0019】

即ち、超音波プローブ 2 は、駆動部 12 の第 1 モータと第 2 モータとを同期させて同時に回転駆動させることで、超音波振動子 2 a がスパイラル状に超音波を送受信して被検体内の 3 次元領域をヘリカル走査することができるようになっている。そして、装置本体 3 は、Z 軸方向の座標位置が少しずつ異なる 2 次元断層像を多数得ることができ、これらの 2 次元断層像から超音波画像（3 次元画像）を構築することができるようになっている。

【0020】

また、超音波プローブ 2 は、ケーブル 12 a により駆動部 12 が装置本体 3 に接続されている。

装置本体 3 は、超音波振動子 2 a に対して超音波信号を送受信し、3 次元領域の超音波エコーデータを得る超音波観測部 31 と、体腔内（例えば、胃 20 内）での超音波プローブ 2 の挿入部先端部 11 a の位置データを得る位置検出部 32 と、この位置検出部 32 及び超音波観測部 31 のデータをもとに超音波画像データを得るもので、位置検出部 32 からの位置データを 2 次元断層像に関連付けてラジアルスキャン面の位置を特定し、後述す

る超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムに基づき超音波画像（３次元画像）を生成するＣＰＵを有する画像処理部３３とを備えて構成されている。

【００２１】

尚、画像処理部３３には、後述の図２や図３に示すような画像を対話的に操作可能な画面操作手段であるマウス３４が図示しないインターフェースを介して接続されている。このマウス３４は、モニタ４の表示画面に表示される画像情報に対してマウスカーソルを用いて画面操作を行うための機能を有するものである。

【００２２】

また、画像処理部３３は、マウス３４による画面操作の操作対象の選択に基づき、該選択された操作対象をマウス３４の移動に伴い、相対的に移動させる制御手段の機能を有している。尚、画像処理部３３には、図示しないインターフェースを介して画像データ等を記録する大容量の外部記憶装置（不図示）が接続されても良い。

10

【００２３】

そして、画像処理部３３は、超音波振動子２ａを所定のピッチ単位でヘリカル走査して超音波観測部３１で得た超音波エコーデータを座標変換し、挿入部１１の軸方向（つまりＺ軸方向）にほぼ垂直な断面の図２に示すような２次元断層画像（以下、ラジアル画像と記す） G_r を複数生成するようになっている。これら生成されたラジアル画像 G_r は、例えば、図１で示した胃２０内の超音波断層面２０Ａに相当する。

【００２４】

そして、画像処理部３３は、所定のピッチ単位で連続して得た複数のラジアル画像 G_r を、位置検出部３２で検出した超音波プローブ２の挿入部先端部１１ａの位置データと関連付けて、図３に示すような擬似的な超音波画像（３次元画像） G_s を生成するようになっている。

20

【００２５】

ここで、拍動の影響で臓器が動き、超音波画像（３次元画像） G_s は、歪んでしまう。

そこで、本実施例では、以下に記載する超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムにより拍動の影響を除去する。

【００２６】

次に、この超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムを図４に示すフローチャートに基づき、図５ないし図１１を参照して説明する。

30

先ず、図１で説明したように超音波プローブ２は、駆動部１２の第１モータと第２モータとを同期させて同時に回動駆動させることで、超音波振動子２ａが所定のピッチ単位でヘリカル走査する。

【００２７】

すると、装置本体３は、超音波振動子２ａで受信した３次元領域の超音波エコー信号が超音波観測部３１へ入力される。超音波観測部３１は、超音波振動子２ａからの３次元領域の超音波エコー信号を受信してこれら超音波エコー信号を座標変換して連続したラジアル画像 G_r を複数生成する。そして、画像処理部３３は、超音波観測部３１からラジアル画像 G_r の画像データを順次入力されることで、連続した複数のラジアル画像 G_r を取得する（ステップＳ１）。

40

同時に、位置検出部３２は、体腔内での超音波プローブ２の挿入部先端部１１ａの位置データを取得し、この取得した位置データを画像処理部３３へ順次出力する。

【００２８】

そして、画像処理部３３は、位置検出部３２からの位置データを超音波観測部３１からの連続した複数のラジアル画像 G_r のそれぞれに関連付けてラジアルスキャン面の位置を特定する。

そして、画像処理部３３は、連続した複数のラジアル画像 G_r に対して各画像上の基準位置を求める基準位置設定ステップとして以下のステップＳ２及びＳ３の処理を行う。

【００２９】

50

先ず、画像処理部 33 は、連続した複数のラジアル画像 Gr に対して各画像の表面座標を抽出し、表面抽出点を決定する（ステップ S2）。

ここで、画像処理部 33 は、例えば、図 5 に示す画像 40 において、画像中心から探索線 40a を出して輝度変化の大きいところを表面座標として抽出し、表面抽出点 41 を決定する。

【0030】

次に、画像処理部 33 は、連続した複数のラジアル画像 Gr に対して各画像上の基準位置として重心を求める（ステップ S3）。

ここで、画像処理部 33 は、例えば、図 6 に示すように表面抽出点 41 を結んだ多角形 42 を生成し、重心 43 を求める。

10

【0031】

一般に、多角形 42 の重心には、物理的重心と幾何的重心との二つがある。

本実施例では、物理的重心を用いて多角形の重心 43 を求めている。尚、重心 43 としては、幾何的重心を用いても良い。

また、画像処理部 33 は、多角形 42 を生成した後、この多角形 42 がほぼ内接するような円（不図示）に近似し、この円の中心点を求めて重心とするようにしても良い。

【0032】

次に、画像処理部 33 は、基準位置設定ステップ（S2, S3）で求めたそれぞれのラジアル画像 Gr に対して重心 43 の不規則性を補正して連続的なラジアル画像 Gr を得る補正ステップとして以下のステップ S4 ~ S7 の処理を行う。

20

ここで、連続した複数のラジアル画像 Gr は、拍動の影響や、プローブ自体の機械的なぶれで、例えば、図 7 に示すように画像にずれが生じる。

【0033】

図 7 に示すようにラジアル画像 Gr 51 とラジアル画像 Gr 52 とは、同じ体腔を描出しているも体腔表面 51B, 52B の位置にずれが生じている。

そこで、本実施例では、画像処理部 33 は、複数のラジアル画像 Gr をそれぞれ移動させてこれら画像の位置を調整し、S3 で求めた各画像上の重心を一致させる（重心を揃える）ような処理を行う（ステップ S4）。

【0034】

画像処理部 33 は、例えば、図 8 に示すようにラジアル画像 Gr 51 とラジアル画像 Gr 52 とを上下左右方向に移動させて画像の位置を調整し、重心 51A, 52A を一致させる。

30

このとき、画像処理部 33 は、ユーザが予め指定したラジアル画像 Gr 51 の画像位置を固定したまま、ラジアル画像 Gr 52 の画像位置を上下左右方向に移動させても良く、また、その逆でも良い。このことにより、画像処理部 33 は、機械的な大きな「ぶれ」を軽減できる。

【0035】

しかしながら、この図 8 に示す画像では、まだ細かいぶれ 54 が残っている。

そこで、次に、画像処理部 33 は、前後の画像を用いてこれら画像に挟まれる所定のラジアル画像 Gr の表面抽出点を平滑化し、体腔表面の位置を平滑化する処理を行う（ステップ S5）。

40

【0036】

ここで、画像処理部 33 は、平滑化するのに参照するデータの枚数を次の計算式（1）で求めている。

$$\text{枚数} = 1 / \text{ピッチ} \times 4 \dots (1)$$

尚、ここで、ピッチとは、各 2 次元断層像（ラジアル画像 Gr）間の距離である。

例えば、平滑化するのに参照するデータの枚数は、0.25 ミリピッチの場合、16 枚であり、1 ミリピッチの場合 4 枚となる。

【0037】

また、参照する画像は、次の計算式（2）で決定される。

50

参照される画像番号 = 対象とする画像番号 + (n - 参照画像枚数 / 2) ... (2)

但し、 n は、0 から始まり、参照画像枚数 - 1 で終わる数値である。

【 0 0 3 8 】

ここで、例えば、総画像枚数が 10 枚 (No . 0 ~ No . 9) で、1 mm ピッチ (= 平滑化に 4 枚参照する) とする。このとき、No . 5 について平滑化を実施すると、参照される画像は No . 3 , 4 , 5 , 6 となる。

そして、上述のように画像処理部 33 は、前後の画像を用いてこれら画像に挟まれる所定のラジアル画像 Gr の表面抽出点 41 を平滑化し、体腔表面の位置を平滑化する。

【 0 0 3 9 】

そして、上述のように画像処理部 33 で平滑化した結果、例えば、図 9 に示すようにラジアル画像 Gr 51 とラジアル画像 Gr 52 とで形成される画像 55 は、体腔表面 55 B が滑らかになる。尚、符号 55 A は、画像 55 の重心である。

【 0 0 4 0 】

ここで、ラジアル画像 Gr は、例えば、図 10 に示す画像 60 のように平滑前の体腔表面 61 の表面位置 (抽出された体腔表面の位置) と、平滑化した体腔表面 62 の表面位置とが一致しない場合がある。尚、符号 63 は、平滑前の体腔表面 61 の表面位置 (抽出された体腔表面の位置) と、平滑化した体腔表面 62 の表面位置との差分である。

【 0 0 4 1 】

このとき、例えば、図 11 に示す超音波画像 (3 次元画像) G s 70 において、側断面 71 は、平滑化した体腔表面に合わせて各ラジアル画像 Gr から生成することができない。

このため、平滑前の体腔表面 61 の表面位置 (抽出された体腔表面の位置) と、平滑化した体腔表面 62 の表面位置とが一致するように、図 10 で示した画像 60 を変形する必要がある。

【 0 0 4 2 】

そこで、次に、画像処理部 33 は、平滑前の体腔表面の表面位置 (抽出された体腔表面) と、平滑化した体腔表面の表面位置との差分を算出し、この算出した差分に基づいて所定のラジアル画像 Gr を伸縮する処理を行う (ステップ S 6 , S 7) 。

【 0 0 4 3 】

ここで、画像処理部 33 は、図 10 に示すラジアル画像 Gr において、平滑前の体腔表面 61 の位置 (抽出された体腔表面の位置) と、平滑化した体腔表面 62 の位置との差分 63 を算出し、この算出した差分 63 に基づいて画像を伸縮する。

このことにより、画像処理部 33 は、平滑化後の体腔表面と合わせることが可能なラジアル画像 Gr を生成することができる。

【 0 0 4 4 】

そして、画像処理部 33 は、補正ステップ (S 4 ~ S 7) で補正した連続的なラジアル画像 Gr を得、これら連続したラジアル画像 Gr に基づいて位置検出部 32 で検出した位置データと関連付けて超音波画像 (3 次元画像) G s を生成する超音波画像生成ステップ (ステップ S 8) を行う。

そして、画像処理部 33 は、図 11 に示すように体腔表面 72 が滑らかな超音波画像 (3 次元画像) G s を生成することが可能となる。

【 0 0 4 5 】

尚、第 1 実施例の超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムでは、上述した S 5 での平滑化及び S 7 での伸縮の処理を直交座標系を想定して説明した。

しかしながら、本来、ラジアル画像 Gr は、超音波エコーデータの生データとして例えば、図 12 に示す画像 80 のように数百本の音線データ 81 で形成され、これら音線データ 81 のエコー輝度により表される。

【 0 0 4 6 】

このため、上記 S 5 での平滑化及び S 7 での伸縮の処理を、ラジアル画像 Gr の中心からの極座標系で行った方が取り扱い易い。

そこで、画像処理部 33 は、図示しないが音線データの形のまま、上記平滑化及び伸縮処理を極座標系で処理するようにしても良い。

【0047】

例えば、この場合、画像処理部 33 は、音線データをデジタルスキャンコンバータ DSC (ラジアルスキャンで生成された極座標系のデータを直交座標系の画像データに変換する処理) して直交座標系に変換する際に、ポリゴン表面 (平滑化後の体腔表面の位置) に対して抽出された体腔表面の位置が揃うよう、各音線データ毎に適度な伸縮を行う。

【0048】

より具体的には、画像処理部 33 は、音線データの座標変換テーブルから求めた音線距離に対して、平滑化の影響 (即ち、上述した S6 での表面位置の差分 63 に相当する平滑化前後の距離の差分) を加味して伸縮処理を行うことになる。

【0049】

尚、第 1 実施例の超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムは、検査中だけでなく、超音波検査後に保存したデータを再生して行う際 (今後の治療方針などのための画像レビューや、体積計測時) にも活用できる。

また、第 1 実施例の超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムは、位置検出部 32 により超音波プローブ 2 の挿入部先端部 11a の位置データを得るように構成しているが、本発明はこれに限定されず、手動で擬似的に 3 次元領域の超音波エコーデータを取得し、超音波画像として 3D 表示 (体腔表面を表示する斜視表面構築、表面は表示しない斜視構築) する際にも、本発明の超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムを適用しても画質向上に有効である。

【0050】

この結果、第 1 実施例の超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムは、拍動の影響や、プローブ自体の機械的なぶれに影響されない、画像の歪みのない高画質の 2 次元断層画像及び超音波画像 (3 次元画像) を取得することができる。

【実施例 2】

【0051】

図 13 ないし図 28 は本発明の第 2 実施例に係わり、図 13 は第 2 実施例の超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムを備えた超音波診断システムの全体構成図、図 14 は体腔の表面位置を走査している際の音線を表す模式図、図 15 は全音線に対して所定の本数をサンプリングして作成した輝度に対する頻度を表すヒストグラム、図 16 は音線のスキャンラインに対して対象物を生体組織と判定する際の第 1 の模式図、図 17 は音線のスキャンラインに対して対象物を生体組織と判定する際の第 2 の模式図、図 18 は誤抽出の補正処理を説明するための模式図、図 19 は基準位置として体腔中心 (X, Y) を求める具体例を示す第 1 の説明図、図 20 は基準位置として体腔中心 (X, Y) を求める具体例を示す第 2 の説明図、図 21 は前後の画像を用いて体腔表面の位置を平滑化する処理を説明するための模式図、図 22 は音線データをラジアル画像に変換し、平滑化前の体腔表面の表面位置 (平滑化前の表面座標) が、平滑化した体腔表面の表面位置 (平滑化後の表面座標) に一致するように距離補正処理を行う際の模式図、図 23 は第 2 実施例の超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムを示すフローチャート、図 24 は図 23 の表面抽出点を決定するためのサブフローチャート、図 25 は従来得られる第 1 の超音波画像例、図 26 は図 23 のフローチャートにより処理された第 1 の超音波画像例、図 27 は従来得られる第 2 の超音波画像例、図 28 は図 23 のフローチャートにより処理された第 2 の超音波画像例である。

【0052】

上記第 1 実施例は、連続した複数のラジアル画像 Gr に対して各画像上の基準位置として表面抽出点 41 を結んだ多角形 42 を生成し、重心 43 を求めるように構成しているが、第 2 実施例は、各画像上の基準位置として体腔表面を極座標から直交座標に変換し、この直交座標上において時計回りに 3、6、9、12 時の位置に配置される 4 点の抽出点に基づき体腔中心を求めるように構成する。それ以外の構成は上記第 1 実施例と同様である

ので説明を省略し、同一構成には同じ符号を付して説明する。

【0053】

即ち、図13に示すように第2実施例の超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムを備えた超音波診断システム1Bは、超音波振動子2aを内蔵した超音波プローブ2Bと、この超音波プローブ2Bで受信した超音波エコー信号を信号処理して超音波画像を生成する装置本体（超音波画像処理装置）3Bと、この装置本体3Bから出力される出力画像信号を入力してリアルタイムの超音波画像を表示するモニタ4とから主に構成されている。

【0054】

超音波プローブ2Bは、体腔内に挿入可能な細長で可撓性を有する挿入部11と、この挿入部11の基端側が着脱自在に連設される駆動部12とから構成される。挿入部11は、この先端部11aに超音波を送受信する超音波振動子2aが内蔵されている。

【0055】

超音波振動子2aは、フレキシブルシャフト21の先端に取り付けられている。尚、超音波プローブ2Bは、超音波を透過する音響キャップで先端部11aが覆われている。そして、超音波振動子2aの周囲は、超音波を伝達（伝播）する図示しない超音波伝播媒体で満たされている。また、超音波振動子2aは、図示しない信号線が延出しており、この信号線が駆動部12経由で装置本体3B内の超音波観測部31に接続されている。

【0056】

そして、超音波プローブ2Bは、駆動部12に内蔵した図示しない第1モータを駆動することで、超音波振動子2aが回転駆動されてラジアル走査するようになっている。更に、超音波プローブ2Bは、駆動部12に内蔵した図示しない第2モータを駆動することで、フレキシブルシャフト21が挿入部11の軸方向（長手方向で例えばZ軸方向とする）に進退動されることで超音波振動子2aが進退動してリニア走査することができる。

【0057】

即ち、超音波プローブ2Bは、駆動部12の第1モータと第2モータとを同期させて同時に回転駆動させることで、超音波振動子2aがスパイラル状に超音波を送受信して被検体内の3次元領域をヘリカル走査することができるようになっている。そして、装置本体3Bは、Z軸方向の座標位置が少しずつ異なる2次元断層像を多数得ることができ、これらの2次元断層像から超音波画像（3次元画像）を構築することができるようになっている。

【0058】

装置本体3Bは、超音波振動子2aに対して超音波信号を送受信し、3次元領域の超音波エコーデータを得る超音波観測部31と、この超音波観測部31により得た超音波エコーデータをもとに超音波画像データを得るもので、後述する超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムに基づき超音波画像（3次元画像）を生成するCPUを有する画像処理部33Bとを備えて構成されている。

【0059】

尚、画像処理部33Bには、後述の図25や図26に示すような画像を対話的に操作可能な画面操作手段であるマウス34が図示しないインターフェースを介して接続されている。このマウス34は、モニタ4の表示画面に表示される画像情報に対してマウスカーソルを用いて画面操作を行うための機能を有するものである。

【0060】

また、画像処理部33Bは、マウス34による画面操作の操作対象の選択に基づき、該選択された操作対象をマウス34の移動に伴い、相対的に移動させる制御手段の機能を有している。尚、画像処理部33Bには、図示しないインターフェースを介して画像データ等を記録する大容量の外部記憶装置（不図示）が接続されても良い。

【0061】

そして、画像処理部33Bは、超音波振動子2aを所定のピッチ単位でヘリカル走査し

10

20

30

40

50

て超音波観測部 3 1 で得た超音波エコーデータを座標変換し、挿入部 1 1 の軸方向（つまり Z 軸方向）にほぼ垂直な断面の、例えば、図 2 5 の左側下図に示すような 2 次元断層画像（以下、ラジアル画像と記す）G r を複数生成するようになっている。これら生成されたラジアル画像 G r は、例えば、図 1 3 で示した胃 2 0 内の超音波断層面 2 0 A に相当する。

【 0 0 6 2 】

そして、画像処理部 3 3 B は、所定のピッチ単位で連続して得た複数のラジアル画像 G r を、例えば、図 2 5 の右側上図に示すような擬似的な超音波画像（3 次元画像）G s を生成するようになっている。尚、図 2 5 において、ラジアル画像 G r の上側及び超音波画像（3 次元画像）G s の下側に表示される画像は、上記ラジアル画像 G r をもとに生成される挿入部 1 1 の軸方向（つまり Z 軸方向）にほぼ水平な断面の、リニア画像である。

10

【 0 0 6 3 】

ここで、拍動の影響で臓器が動くと、図 2 5 に示したラジアル画像 G r は、スキャン開始時と終了時とで関心領域の位置が一定せず、図 2 5 に示したリニア画像において、臓器にぎざぎざのような画像ゆれが生じてしまい、明瞭な画像とならなくなってしまう。このため、図 2 5 に示したように超音波画像（3 次元画像）G s は、歪んでしまう。

【 0 0 6 4 】

そこで、本実施例では、以下に記載する超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムにより拍動の影響を除去するように構成している。

まず、表面抽出処理について説明する。

20

表面抽出処理は、超音波伝達媒体や体液等の水と生体組織との識別を行う処理である。ここで、上記ラジアル画像 G r は、例えば、数百本の音線と呼ばれる線データで構成され、これら音線のエコー輝度により表されている。図 1 4 に示すように各音線をプローブ中心（超音波振動子）から周縁方向に探索し、水から生体組織に変化する部分を探索する。この探索の精度を上げるため、次の処理を用いている。

【 0 0 6 5 】

全音線 5 1 2 又は 1 0 2 4 本中、所定の本数をサンプリングし、ヒストグラムを作成する。また、ヒストグラムは、平滑化する。

【 0 0 6 6 】

この平滑化は、例えば、全音線が 5 1 2 本の場合、表 2 に示すようにエコー輝度の階調により行っている。

30

【表 2】

サンプルデータ数	5 1 2 本中 6 4 本で計算。
元の階調	0（低反射） ～ 2 5 5（強反射）
平滑化後の階調	0（低反射） ～ 1 5（強反射）

40

【 0 0 6 7 】

ここで、元の階調 0（低反射）～ 2 5 5（強反射）を 0（低反射）～ 1 5（強反射）に分割して平滑化している。

【 0 0 6 8 】

そして、図 1 5 に示すようにヒストグラムが得られる。

次に、上記ヒストグラムのピークを判定する。

ピークの判定は、グラフ上各点の微分値（傾き）と絶対値（高さ）とから、判断する。通常、ヒストグラム上のピークは次の 2 パターンとなる。

50

【 0 0 6 9 】

(1) 2つのピークが出現する。

2つのピークは、水部分と組織部分である。このため、閾値は、これら2つのピークの間値とする。

(2) 1つのピークが出現する。

コントラストの低い画像の場合、ピークが一つ（組織分）のみ、現れる場合が多い。この場合、ピークと最大輝度との中間値を閾値とする。

【 0 0 7 0 】

ここで、元の階調 0 ~ 2 5 5 における閾値 8 0（平滑化した階調 0 ~ 1 5 における閾値は略 5）を越えると、水と生体組織との良好な判定ができない場合が多い。そこで、閾値の上限を 8 0 とし、それを越えた場合には 8 0 に丸めるようにしている。 10

【 0 0 7 1 】

ここで、単純に閾値以下を水、閾値以上を生体組織と判断すると、体腔内浮遊物を始めとする様々なノイズ源を、生体組織として誤認してしまう虞れが生じる。

上記ノイズを除去する最も一般的な方法は、フレーム相関であるが、極力画像自体の平滑化を避けるために、本実施例では、対象物の厚みを測定して判断するようになっている。

【 0 0 7 2 】

ここで、実際に誤認識されるノイズは、その対象物の厚みが 0 . 2 m m 以下である。

そこで、ある一定の厚みを設定し、対象物がその設定値以上の場合、生体組織と判定する。設定値が小さいと、誤抽出が増え、大きすぎると生体組織の層構造をノイズと判定してしまう。 20

【 0 0 7 3 】

本実施例では、図 1 6 に示すように対象物の厚みが 0 . 5 m m 程度である場合、この対象物を生体組織と判定するようになっている。上記方法は、極小さなノイズに対して有効である。しかしながら、広義の意味でのノイズ、即ち、体腔内の浮遊物など、実際にある程度の厚みを有するノイズには無効である。

そこで、図 1 7 に示すように生体組織の層構造の存在を想定して判定する。

【 0 0 7 4 】

その方法は、対象物のある一定の厚みの輝度平均を求め、この求めた輝度平均が閾値以上の場合、生体組織と判定することになっている。 30

本実施例では、輝度平均を求める対象物の厚みを 2 m m 程度とし、この 2 m m 程度の厚みの輝度平均が閾値以上の場合、生体組織と判定するようになっている。

【 0 0 7 5 】

上記表面抽出処理により体腔表面を抽出しても、誤抽出は完全に排除できない。そのため、誤抽出と思われる点を検出し、補正する必要がある。

本実施例では、対象となる抽出点について、プローブ中心（超音波振動子）からの距離を、その前後の音線の距離と比較し、誤抽出の補正処理を行うようになっている。

【 0 0 7 6 】

具体的には、図 1 8 に示すように前後 4 点について距離の差分を計算し、その傾向から対象点の正当性を評価する。ここで、音線 N の実際の抽出点を L t とする。 40

音線 N は、誤抽出により、実際の体腔表面よりも手前の体腔表面を判定している。

【 0 0 7 7 】

そこで、この音線 N の前後 4 点の音線 N - 2 , N - 1 , N + 1 , N + 2 に基づき、音線 N の予想抽出点 L x を算出する。

L を音線の長さ、D を次の音線 N との差分とした場合、

音線 N の予想抽出点 L x は、

$$L x = (L 1 + L 2 + L t + L 3 + L 4) / 5 + (D 1 2 + D 2 t + D t 3 + D 3 4) / 4$$

但し、L 1 = 音線 N - 2 の長さ、L 2 = 音線 N - 1 の長さ、

L 3 = 音線 N + 1 の長さ、L 4 = 音線 N + 2 の長さ、

D_{12} = 音線 $N - 2$ と音線 $N - 1$ との差分, D_{2t} = 音線 $N - 1$ と音線 N との差分,
 D_{t3} = 音線 N と音線 $N + 1$ との差分, D_{34} = 音線 $N + 1$ と音線 $N + 2$ との差分

ここで、上記 D_{12} と D_{34} の平均が、プローブ中心（超音波振動子）から体腔表面までの距離の増減傾向となる。

【0078】

この傾向を平均表面距離に加えた値が、対象点の予想抽出点となる。

誤抽出点は、体腔表面位置より手前もしくは、後ろにある。そこで、予想抽出点 L_x と実抽出点 L_t とを比較し、実抽出点 L_t が上記算出した予想抽出点 L_x より 3 mm 以上離れている場合、実抽出点 L_t を上記算出した予想抽出点 L_x に置き換えることにより、誤抽出を補正するようにしている。尚、上記誤抽出の補正処理は、図示しないが、音線 N の前後 6 点の音線 $N - 3$, $N - 2$, $N - 1$, $N + 1$, $N + 2$, $N + 3$ に基づき、音線 N の予想抽出点 L_x を算出するようにしても良い。

【0079】

次に、上記誤抽出の補正処理で求められた体腔表面から、基準位置として体腔中心を算出する体腔中心算出処理を行う。

本実施例では、抽出された体腔表面を極座標（音線番号と距離）から直交座標に変換し、この直交座標上において時計回りに 3、6、9、12 時の位置に配置される音線の表面距離（プローブ中心（超音波振動子）から抽出点までの距離）から、体腔中心を求める。具体的には、体腔中心（ X , Y ）は、

$$X = (| 3 \text{ 時方向の表面抽出点の } X \text{ 座標} | + | 9 \text{ 時方向の表面抽出点の } X \text{ 座標} |) / 2 \quad 20$$

$$Y = (| 12 \text{ 時方向の表面抽出点の } Y \text{ 座標} | + | 6 \text{ 時方向の表面抽出点の } Y \text{ 座標} |) / 2$$

となる。

【0080】

ここで、例えば、図 19 に示すような略円状の体腔表面の場合、この体腔中心（ X , Y ）は、略円の中心である \times 印の位置となる。また、図 20 に示すような略菱形状の体腔表面の場合、この体腔中心（ X , Y ）は、略菱形の中心である \times 印の位置となる。尚、図示しないが算出された体腔中心（ X , Y ）は、生体組織外に存在する場合もある。

【0081】

上記体腔中心算出処理の後、上記第 1 実施例で説明したのと同様に複数のラジアル画像 G_r をそれぞれ移動させてこれら画像の位置を調整し、各画像毎に上記体腔中心処理で求めた体腔中心（ X , Y ）を一致させる（体腔中心を揃える）処理を行う。

次に、上記第 1 実施例で説明したのと同様に、前後の画像を用いてこれら画像に挟まれる所定のラジアル画像 G_r の表面抽出点を（直行座標値に変換済み） Z 軸方向（長手方向）に平滑化し、体腔表面の位置を平滑化する処理を行う。

【0082】

ここで、本実施例では、図 21 に示すようにラジアル画像 G_r の第 n 面と第 $n - 1$ 面との表面抽出点を用いて平滑化（平均化）している。尚、例えば、平滑化するのに参照するラジアル画像 G_r （データ）の枚数は、 Z 軸方向（長手方向）の 2 mm の間にある面（0.25 ミリピッチの場合、8 面であり、0.5 mm ミリピッチの場合 4 面）を平均して、体腔表面の表面位置を平滑化している。

これにより、3D モデル表示（サーフェイス表示）の場合、平滑化された座標値を利用することで、より自然で滑らかな体腔表面の構築が可能となる。

【0083】

上記平滑化後、上記第 1 実施例で説明したのと同様に、平滑化前の体腔表面の表面位置（抽出された体腔表面の位置）と、平滑化した体腔表面の表面位置とが一致するように、平滑化前の体腔表面の表面位置（抽出された体腔表面）と、平滑化した体腔表面の表面位置との差分を算出し、この算出した差分に基づいて所定のラジアル画像 G_r を伸縮する処理を行う。

【0084】

本実施例では、図 22 に示すように音線データをラジアル画像に変換し、平滑化前の体

10

20

30

40

50

腔表面の表面位置（平滑化前の表面座標）が、平滑化した体腔表面の表面位置（平滑化後の表面座標）に一致するように距離補正処理を行うようになっている。

【 0 0 8 5 】

距離補正処理は、以下に記載する手順により行う。

まず、平滑化した体腔表面の表面位置（平滑化後の表面座標）と平滑化前の体腔表面の表面位置（平滑化前の表面座標）との距離差分を算出する。そして、平滑化前の体腔表面の表面位置（平滑化前の表面座標）と、平滑化した体腔表面の表面位置（平滑化後の表面座標）との距離 D を算出する。

【 0 0 8 6 】

この距離 D は、第 n 音線と平滑化前の体腔表面の表面位置（平滑化前の表面座標）との交点 R と、第 n 音線と平滑化した体腔表面の表面位置（平滑化後の表面座標）との交点 Q とから求められる。

【 0 0 8 7 】

ここで、プローブ中心（超音波振動子）の原点を O とし、直線 OP_n との交点 Q を含む平滑化した体腔表面の表面位置（平滑化後の表面座標）の線分を P_1P_2 とすると、交点 $Q(x, y)$ は次の式から求めることができる。

(1) 前提条件

$$a_1 = P_n.y / P_n.x$$

$$b_1 = 0$$

$$a_2 = (P_2.y - P_1.y) / (P_2.x - P_1.x)$$

$$b_2 = (P_1.y - (P_2.y - P_1.y) / (P_2.x - P_1.x) \times P_1.x)$$

(2) 交点 Q の座標

$$Q.x = (b_2 - b_1) / (a_1 - a_2)$$

$$Q.y = a_1 \times (b_2 - b_1) / (a_1 - a_2) + b_1$$

但し、 $R = P_n$ とする。

そして、上記交点 Q と上記交点 R とからこれら交点 QP の差分 D が算出できる。

【 0 0 8 8 】

次に、算出した差分 D に基づいて、所定のラジアル画像 G_r を伸縮する処理を行う。

ここで、ラジアル画像上の任意の 1 点 $P(x, y)$ を決定する音線データ上の点は、次の式で求まる。

(1) 前提条件

$$T = 2 / 512 \times \text{音線番号} (N = 0 \sim 512)$$

$$L = \text{原点 } O \text{ から体腔表面までの距離}, D = \text{差分}$$

(2) P の座標

$$P.x = \cos T \times (L + D)$$

$$P.y = \sin T \times (L + D)$$

これにより、 L （原点 O から体腔表面までの距離）に、上記算出した平滑化した体腔表面の表面位置（平滑化後の表面座標）と、平滑化前の体腔表面の表面位置（平滑化前の表面座標）との距離の差分 D を加味することで、平滑化した体腔表面の表面位置（平滑化後の表面座標）が平滑化前の体腔表面の表面位置（平滑化前の表面座標）に合わせ込む（一致させる）ことができる。即ち、所定のラジアル画像 G_r を伸縮する処理が可能となる。

そして、距離補正処理されたラジアル画像 G_r を用いることにより、拍動を軽減したりニア画像が構築されるようになっている。

【 0 0 8 9 】

このように構成されている超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムを図 2 3 及び図 2 4 に示すフローチャートに基づいて説明する。

まず、図 1 3 で説明したように超音波プローブ 2 B は、駆動部 1 2 の第 1 モータと第 2 モータとを同期させて同時に回動駆動させることで、超音波振動子 2 a が所定のピッチ単位でヘリカル走査する。

10

20

30

40

50

【0090】

すると、装置本体3Bは、超音波振動子2aで受信した3次元領域の超音波エコー信号が超音波観測部31へ入力される。超音波観測部31は、超音波振動子2aからの3次元領域の超音波エコー信号を受信してこれら超音波エコー信号を座標変換して連続したラジアル画像Grを複数生成する。そして、画像処理部33Bは、超音波観測部31からラジアル画像Grの画像データを順次入力されることで、連続した複数のラジアル画像Grを取得する(ステップS11)。このとき、画像処理部33Bは、図15ないし図17で説明した表面抽出処理により超音波伝達媒体や体液等の水と生体組織との識別を行い、ラジアル画像Grを生成する。

【0091】

そして、画像処理部33Bは、連続した複数のラジアル画像Grに対して各画像上の基準位置を求める基準位置設定ステップとして以下のステップS12及びS13の処理を行う。

まず、画像処理部33Bは、連続した複数のラジアル画像Grに対して各画像の表面座標を抽出し、表面抽出点を決定する(ステップS12)。

【0092】

ここで、画像処理部33Bは、図24に示すフローチャートに基づき、図18で説明した誤抽出の補正処理により表面抽出点を決定する。

まず、対象とする音線Nの前後の2本ずつ($N-2$, $N-1$, $N+1$, $N+2$)を指定する(ステップS21)。

【0093】

次に、音線 $N-2$ と音線 $N-1$ との差分 D_{12} 及び音線 $N-1$ と音線Nとの差分 D_{2t} を算出すると共に、音線 $N+1$ と音線 $N+2$ との差分 D_{34} 及び音線Nと音線 $N+1$ との差分 D_{t3} を算出し(ステップS22)、対象とする音線Nの長さ(予想抽出点) L_x を算出する(ステップS23)。

【0094】

ここで、実抽出点 L_t が上記算出した予想抽出点 L_x より3mm以上離れているか否かを判定し、離れていると判断した場合、算出した予想抽出点 L_x の値を対象とする音線Nの長さとして置き換えて表面抽出点を決定する(ステップS24)。

【0095】

そして、上記補正処理を全音線512本又は1024本において、実行する。

これにより、画像処理部33Bは、連続した複数のラジアル画像Grに対して各画像の表面座標を抽出できる。

【0096】

次に、画像処理部33Bは、連続した複数のラジアル画像Grに対して上記誤抽出の補正処理で求められた体腔表面座標から、各画像上の基準位置として体腔中心を求める(ステップS13)。画像処理部33Bは、図19及び図20で説明した体腔中心算出処理により基準位置を決定する。

【0097】

ここで、画像処理部33Bは、上述したように極座標(音線番号と距離)を直交座標に変換した際に、時計回りに3、6、9、12時の位置に配置される音線の表面距離(プローブ中心(超音波振動子)から抽出点までの距離)から、体腔中心を算出する。

【0098】

従って、上記体腔中心算出処理は、3、6、9、12時の4点の位置のみで体腔中心を算出しているため、上記第1実施例のように表面抽出点を結んだ多角形を生成して基準位置として重心を求めるよりも、計算する工程がはるかに少なく済むので、算出時間が短く基準位置を速く算出できる。これにより、第2実施例では、上記第1実施例に比べて基準位置を速く算出でき、スピードアップが図れる。

【0099】

そして、画像処理部33Bは、上記体腔中心算出処理の後、上記第1実施例で説明した

10

20

30

40

50

のと同様に複数のラジアル画像 G_r をそれぞれ移動させてこれら画像の位置を調整し、各画像毎に上記処理で求めた体腔中心 (X, Y) を一致させる (体腔中心を揃える) 処理を行う。

【0100】

次に、画像処理部 33B は、図 21 で説明したように前後の画像を用いてこれら画像に挟まれる所定のラジアル画像 G_r の表面抽出点を Z 軸方向 (長手方向) に平滑化し、体腔表面の位置を平滑化する処理を行う (ステップ S15)。

【0101】

上記平滑化後、画像処理部 33B は、上記第 1 実施例で説明したのと同様に、平滑化前の体腔表面の表面位置 (抽出された体腔表面の位置) と、平滑化した体腔表面の表面位置とが一致するように、平滑化前の体腔表面の表面位置 (抽出された体腔表面) と、平滑化した体腔表面の表面位置との差分を算出し、この算出した差分に基づいて所定のラジアル画像 G_r を伸縮する処理を行う。

10

【0102】

ここで、画像処理部 33B は、図 22 で説明した手順により、平滑化前の体腔表面の表面位置 (平滑化前の表面座標) が、平滑化した体腔表面の表面位置 (平滑化後の表面座標) に一致するように距離補正処理を行って、平滑化した体腔表面の表面位置 (平滑化後の表面座標) が平滑化前の体腔表面の表面位置 (平滑化前の表面座標) に合わせ込む (一致させる)。これにより、第 2 実施例では、上記距離補正処理されたラジアル画像 G_r を用いることにより、拍動を軽減したりニア画像が構築できる。

20

【0103】

ここで、図 26 及び図 28 に示すラジアル画像 G_r 及びリニア画像は、図 25 及び図 27 に示すラジアル画像 G_r 及びリニア画像に比べて拍動の影響である画像のゆらぎ (体腔表面のぎざぎざ部分) がなくなり、体腔表面が鮮明となる。

【0104】

そして、画像処理部 33B は、補正ステップ (S14 ~ S17) で補正した連続的なラジアル画像 G_r を得、これら連続したラジアル画像 G_r に基づいて超音波画像 (3次元画像) G_s を生成する超音波画像生成ステップ (ステップ S18) を行う。

【0105】

そして、画像処理部 33B は、図 26 及び図 28 に示す超音波画像 (3次元画像) G_s は、図 25 及び図 27 に示す超音波画像 (3次元画像) G_s に比べて体腔表面が滑らかな超音波画像 (3次元画像) G_s を生成することが可能となる。

30

【0106】

尚、図 25 及び図 27 は従来得られる超音波画像例であり、図 26 及び図 28 は図 23 のフローチャートにより処理された超音波画像例である。また、図 27 及び図 28 は、図 25 及び図 26 に対して多重エコー部分を削除した画像である。

【0107】

尚、第 2 実施例の超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムは、上記第 1 実施例と同様に検査中だけでなく、超音波検査後に保存したデータを再生して行う際 (今後の治療方針などのための画像レビューや、体積計測時) にも活用できることは言うまでもない。

40

【0108】

この結果、第 2 実施例の超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムは、上記第 1 実施例よりも更に拍動の影響に影響されない、画像の歪みのない高画質の 2 次元断層画像及び超音波画像 (3次元画像) を取得することができる。

【0109】

また、本発明は、以上述べた実施例のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【0110】

[付記]

50

(付記項 1)

被検体に対して超音波を送受信して得られた超音波エコーデータに基づき、超音波画像を生成する超音波画像生成方法において、

連続する複数の 2 次元断層像に対して各画像上の基準位置を求める基準位置設定ステップと、

前記基準位置設定ステップで求めたそれぞれの 2 次元断層像の前記基準位置の不規則性を補正して規則性のある連続的な 2 次元断層像を得る補正ステップと、

前記補正ステップで補正した前記規則性のある連続的な 2 次元断層像に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成ステップと、

を有することを特徴とする超音波画像生成方法。

10

【 0 1 1 1 】

(付記項 2)

前記補正ステップは、予め指定された所定の 2 次元断層像の基準位置と、前記所定の 2 次元断層像と異なる他の 2 次元断層像の基準位置とを一致させるように当該他の 2 次元断層像を移動させることを特徴とする付記項 1 に記載の超音波画像生成方法。

【 0 1 1 2 】

(付記項 3)

前記補正ステップは、更に、前記所定の 2 次元断層像の基準位置と、前記他の 2 次元断層像の基準位置とを一致させた後に、前記所定の 2 次元断層像を挟む前後の 2 次元断層像を用いて体腔表面の位置を平滑化することを特徴とする付記項 2 に記載の超音波画像生成方法。

20

【 0 1 1 3 】

(付記項 4)

前記基準位置は、抽出された体腔表面を多角形とみなしたときの重心であることを特徴とする付記項 1 に記載の超音波画像生成方法。

【 0 1 1 4 】

(付記項 5)

前記補正ステップは、更に、前記平滑化を実施した後に、平滑前の体腔表面の位置と平滑化した体腔表面の位置との差分を算出し、この算出した差分に基づいて該当する 2 次元断層像を伸縮することで、連続的な超音波画像を得ることを特徴とする付記項 3 に記載の超音波画像生成方法。

30

【 0 1 1 5 】

(付記項 6)

前記基準位置は、抽出された体腔表面を円とみなしたときの重心であることを特徴とする付記項 1 に記載の超音波画像生成方法。

【 0 1 1 6 】

(付記項 7)

前記補正ステップは、前記平滑化を極座標系で実施することを特徴とする付記項 3 に記載の超音波画像生成方法。

【 0 1 1 7 】

40

(付記項 8)

前記補正ステップは、前記平滑化を直交座標系で実施することを特徴とする付記項 3 に記載の超音波画像生成方法。

【 0 1 1 8 】

(付記項 9)

前記補正ステップは、前記伸縮を極座標系で実施することを特徴とする付記項 5 に記載の超音波画像生成方法。

【 0 1 1 9 】

(付記項 1 0)

前記補正ステップは、前記伸縮を直交座標系で実施することを特徴とする付記項 5 に記

50

載の超音波画像生成方法。

【0120】

(付記項11)

連続する断層像のそれぞれについて該断層像上の位置における共通する概念の基準位置を求める基準位置設定ステップと、

前記基準位置設定ステップで求められたそれぞれの断層像の基準位置の不規則性を補正する補正ステップと、

前記それぞれの断層像を、前記補正ステップで補正されたそれぞれの断層像の基準位置に対応させて移動し、この移動したそれぞれの断層像により連続的な超音波画像を得る超音波画像生成ステップと、

を有することを特徴とする超音波画像生成方法。

10

【0121】

(付記項12)

前記基準位置の移動は、事前に指定されたある特定の断層像の基準位置に一致するように移動することを特徴とする付記項11に記載の超音波画像生成方法。

【0122】

(付記項13)

前記それぞれの断層像を基準位置に対応させて移動させた後、それぞれの断層像における体腔表面の位置を前後の画像の体腔表面位置を用いて平滑化したことを特徴とする付記項11に記載の超音波画像生成方法。

20

【0123】

(付記項14)

前記共通する概念の基準位置は、抽出された体腔表面を多角形とみなしたときの重心であることを特徴とする付記項11に記載の超音波画像生成方法。

【0124】

(付記項15)

前記共通する概念の基準位置は、抽出された体腔表面を円と見なしたときの重心であることを特徴とする付記項11に記載の超音波画像生成方法。

【0125】

(付記項16)

前記基準位置の移動は、事前に指定されたある特定の断層像の基準位置に一致するように移動することを特徴とする付記項11に記載の超音波画像生成方法。

30

【0126】

(付記項17)

前記それぞれの断層像を基準位置に対応させて移動させた後、それぞれの断層像における体腔表面の位置を前後の画像の体腔表面位置を用いて平滑化したことを特徴とする付記項11に記載の超音波画像生成方法。

【0127】

(付記項18)

前記平滑化は、極座標系で実施することを特徴とする付記項14に記載の超音波画像生成方法。

40

(付記項19)

前記平滑化は、直交座標系で実施することを特徴とする付記項14に記載の超音波画像生成方法。

【0128】

(付記項20)

前記平滑化した後に、平滑化された表面抽出位置と元の断層像の表面抽出位置との差分を求め、この差分を用いて断層像を伸縮することで、連続的な超音波画像を得ることを特徴とする付記項14に記載の超音波画像生成方法。

【0129】

50

(付記項 2 1)

前記伸縮は、極座標系で実施することを特徴とする付記項 2 0 に記載の超音波画像生成方法。

(付記項 2 2)

前記伸縮は、直交座標系で実施することを特徴とする付記項 2 0 に記載の超音波画像生成方法。

【0 1 3 0】

(付記項 2 3)

前記基準位置は、抽出された体腔表面を極座標から直交座標に変換し、この直交座標上において時計回りに 3、6、9、12 時の位置に配置される抽出点に基づいて算出した体腔中心であることを特徴とする付記項 1 又は 1 1 に記載の超音波画像生成方法。 10

【0 1 3 1】

(付記項 2 4)

被検体に対して超音波を送受信して得られた超音波エコーデータに基づき、超音波画像を生成する超音波画像処理装置におけるコンピュータに、

連続する複数の 2 次元断層像に対して各画像上の基準位置を求める基準位置設定手順と

、
前記基準位置設定手順で求めたそれぞれの 2 次元断層像の前記基準位置の不規則性を補正して規則性のある連続的な 2 次元断層像を得る補正手順と、

前記補正手順で補正した前記規則性のある連続的な 2 次元断層像に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手順と、 20

を実行させることを特徴とする超音波画像生成プログラム。

【0 1 3 2】

(付記項 2 5)

前記補正手順は、予め指定された所定の 2 次元断層像の基準位置と、前記所定の 2 次元断層像と異なる他の 2 次元断層像の基準位置とを一致させるように当該他の 2 次元断層像を移動させることを特徴とする付記項 2 4 に記載の超音波画像生成プログラム。

【0 1 3 3】

(付記項 2 6)

前記補正手順は、更に、前記所定の 2 次元断層像の基準位置と、前記他の 2 次元断層像の基準位置とを一致させた後に、前記所定の 2 次元断層像を挟む前後の 2 次元断層像を用いて体腔表面の位置を平滑化することを特徴とする付記項 2 5 に記載の超音波画像生成プログラム。 30

【0 1 3 4】

(付記項 2 7)

前記補正手順は、更に、前記平滑化を実施した後に、平滑前の体腔表面の位置と平滑化した体腔表面の位置との差分を算出し、この算出した差分に基づいて該当する 2 次元断層像を伸縮することで、連続的な超音波画像を得ることを特徴とする付記項 2 6 に記載の超音波画像生成プログラム。

【0 1 3 5】 40

(付記項 2 8)

前記基準位置は、抽出された体腔表面を多角形とみなしたときの重心であることを特徴とする付記項 2 4 に記載の超音波画像生成プログラム。

【0 1 3 6】

(付記項 2 9)

前記基準位置は、抽出された体腔表面を極座標から直交座標に変換し、この直交座標上において時計回りに 3、6、9、12 時の位置に配置される抽出点に基づいて算出した体腔中心であることを特徴とする付記項 2 4 に記載の超音波画像生成プログラム。

【図面の簡単な説明】

【0 1 3 7】

【図 1】第 1 実施例の超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムを備えた超音波診断システムの全体構成図である。

【図 2】2 次元断層画像（ラジアル画像） G_r の具体例を示す図である。

【図 3】超音波画像（3 次元画像） G_s を示す概略図である。

【図 4】第 1 実施例の超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムを示すフローチャートである。

【図 5】表面座標を抽出して表面抽出点を決定する際の画像を示す図である。

【図 6】表面抽出点を結んだ多角形を生成して重心を求める際の画像を示す図である。

【図 7】2 つのラジアル画像が同じ体腔を描出しているにもかかわらず位置にずれが生じている際の画像を示す図である。

10

【図 8】2 つのラジアル画像の位置を調整して重心を一致させた際の画像を示す図である。

【図 9】平滑化した結果、体腔表面が滑らかになった際の画像を示す図である。

【図 10】平滑化前後で体腔表面の表面位置が一致しない際の画像を示す図である。

【図 11】超音波画像（3 次元画像） G_s の具体例を示す図である。

【図 12】ラジアル画像 G_r が数百本の音線データで形成されていることを示す図である。

【図 13】第 2 実施例の超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムを備えた超音波診断システムの全体構成図である。

【図 14】体腔の表面位置を走査している際の音線を表す模式図である。

20

【図 15】全音線に対して所定の本数をサンプリングして作成した輝度に対する頻度を表すヒストグラムである。

【図 16】音線のスキャンラインに対して対象物を生体組織と判定する際の第 1 の模式図である。

【図 17】音線のスキャンラインに対して対象物を生体組織と判定する際の第 2 の模式図である。

【図 18】誤抽出の補正処理を説明するための模式図である。

【図 19】基準位置として体腔中心（ X ， Y ）を求める具体例を示す第 1 の説明図である。

【図 20】基準位置として体腔中心（ X ， Y ）を求める具体例を示す第 2 の説明図である

30

【図 21】前後の画像を用いて体腔表面の位置を平滑化する処理を説明するための模式図である。

【図 22】音線データをラジアル画像に変換し、平滑化前の体腔表面の表面位置（平滑化前の表面座標）が、平滑化した体腔表面の表面位置（平滑化後の表面座標）に一致するように距離補正処理を行う際の模式図である。

【図 23】第 2 実施例の超音波画像生成方法及び超音波画像生成プログラムを示すフローチャートである。

【図 24】図 23 の表面抽出点を決定するためのサブフローチャートである。

【図 25】従来得られる第 1 の超音波画像例である。

40

【図 26】図 23 のフローチャートにより処理された第 1 の超音波画像例である。

【図 27】従来得られる第 2 の超音波画像例である。

【図 28】図 23 のフローチャートにより処理された第 2 の超音波画像例である。

【符号の説明】

【0138】

1 超音波診断装置

2 超音波プローブ

2 a 超音波振動子

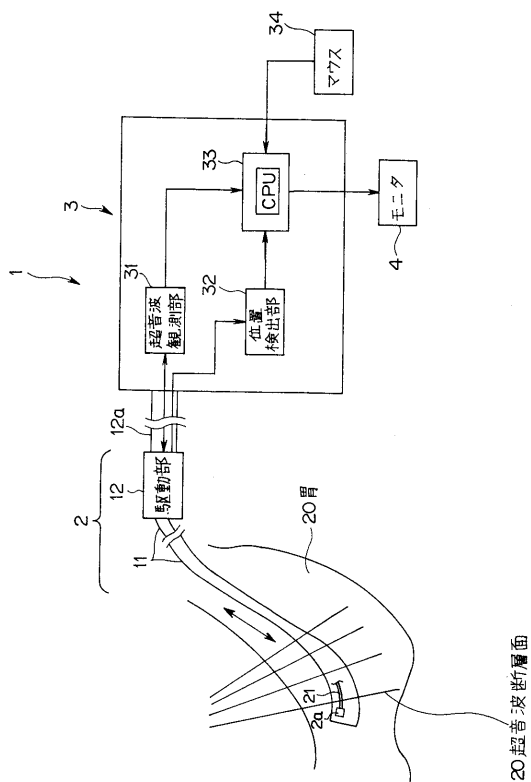
3 装置本体（超音波画像処理装置）

1 1 挿入部

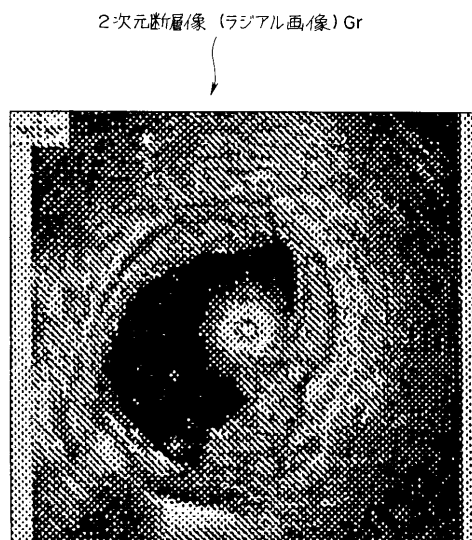
50

1 2 駆動部
 3 1 超音波観測部
 3 2 位置検出部
 3 3 画像処理部
 代理人 弁理士 伊藤 進

【図 1】

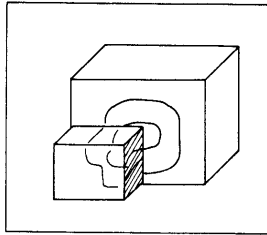


【図 2】

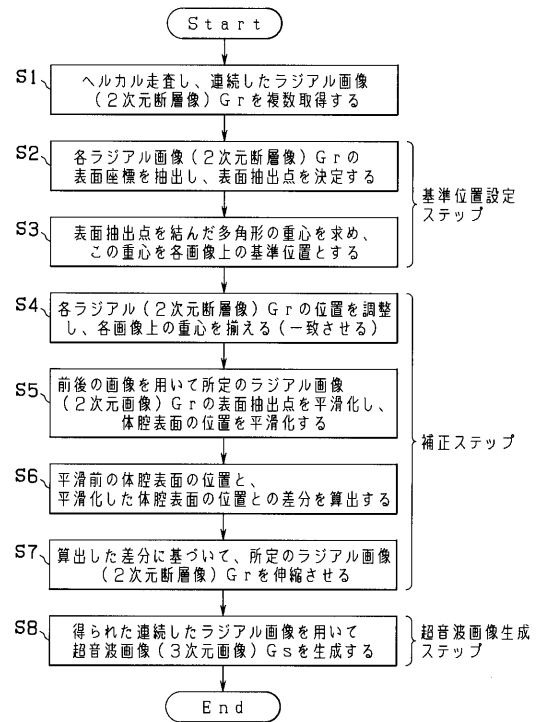


【図 3】

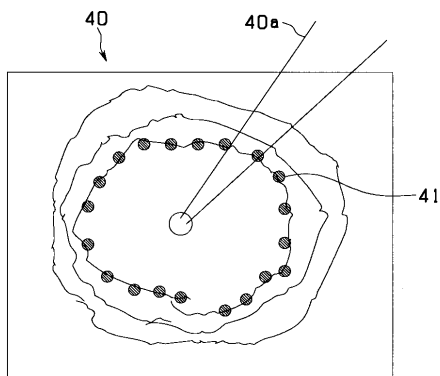
超音波画像(3次元画像)Gs



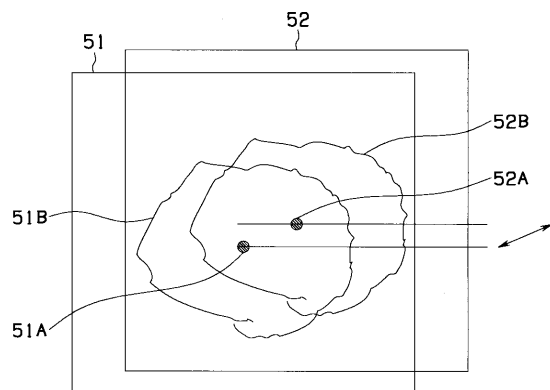
【図 4】



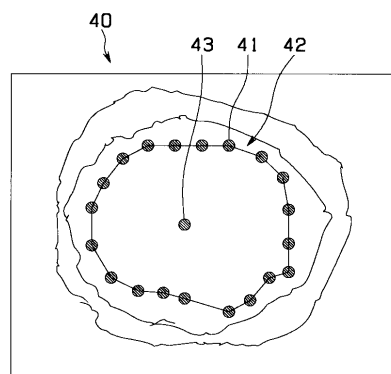
【図 5】



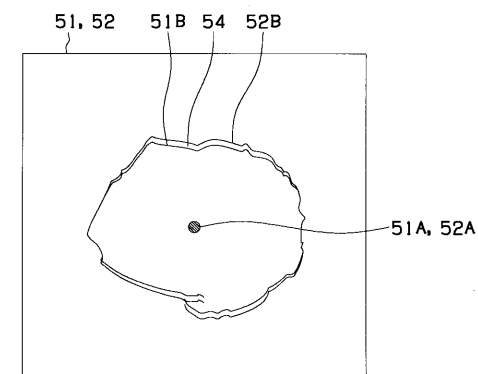
【図 7】



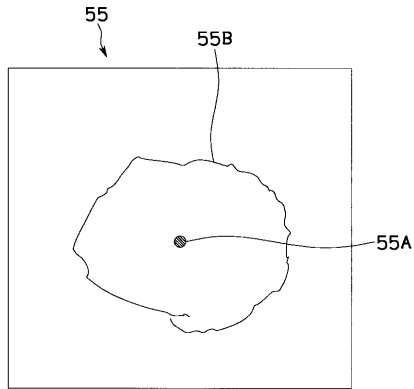
【図 6】



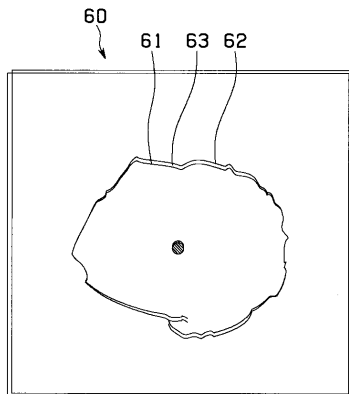
【図 8】



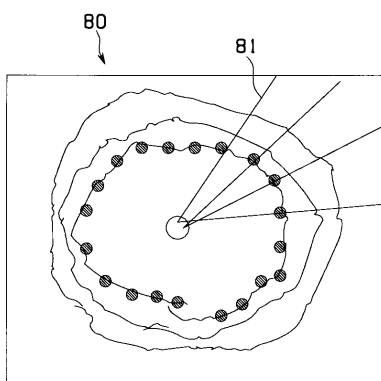
【図 9】



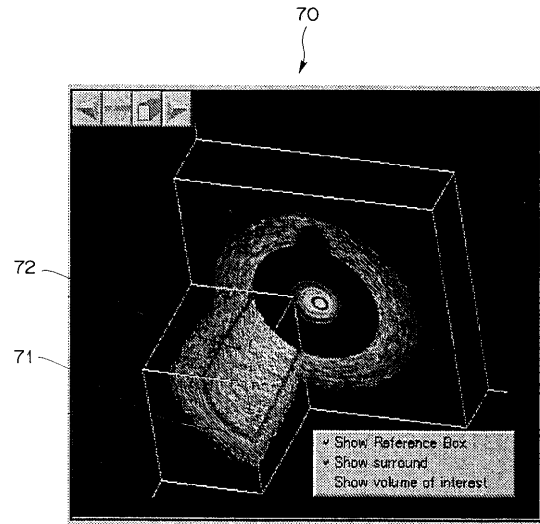
【図 10】



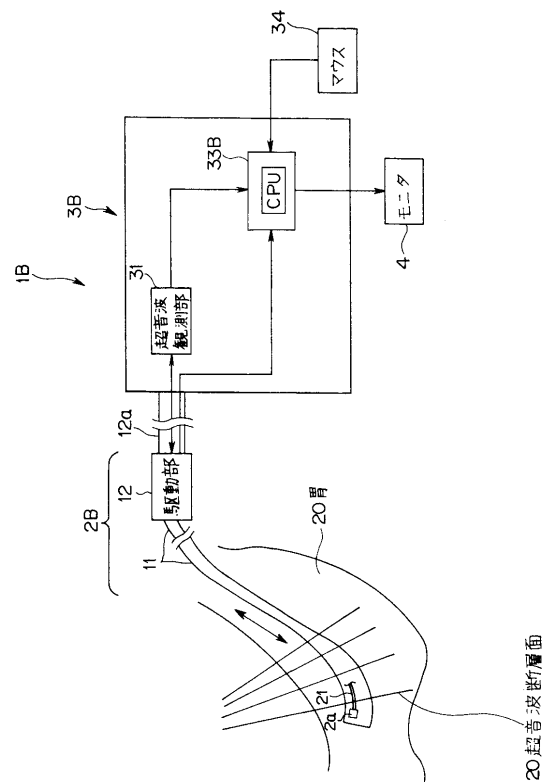
【図 12】



【図 11】



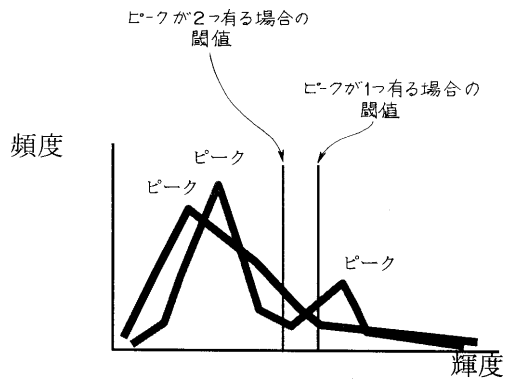
【図 13】



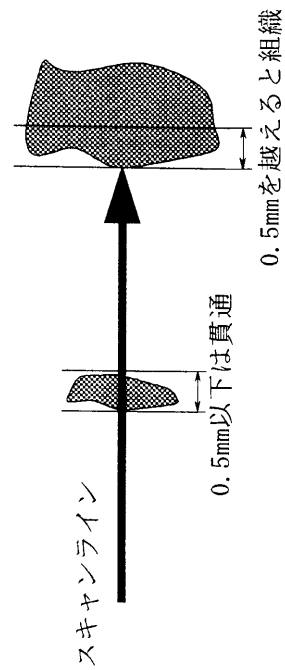
【図 1 4】



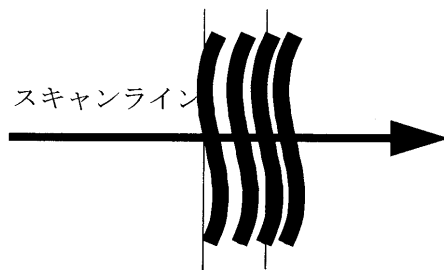
【図 1 5】



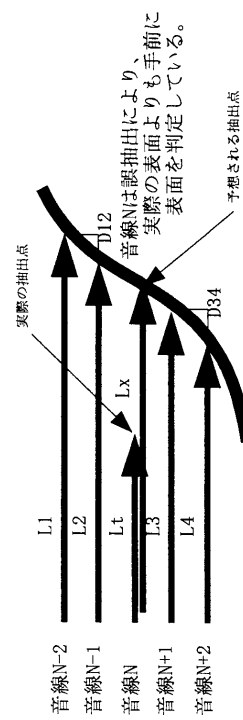
【図 1 6】



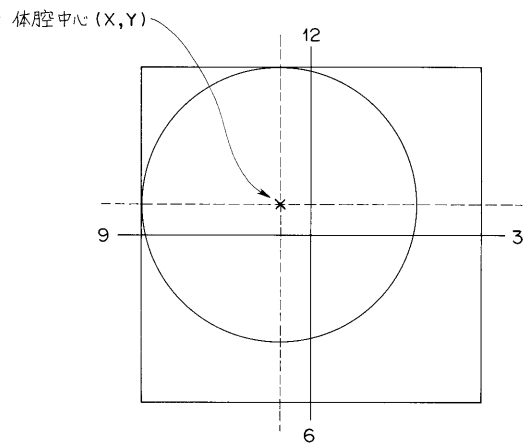
【図 1 7】



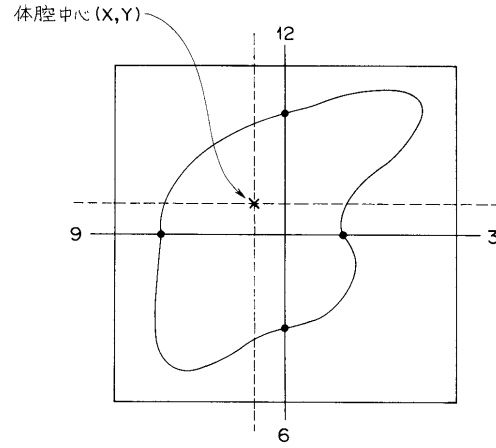
【図 1 8】



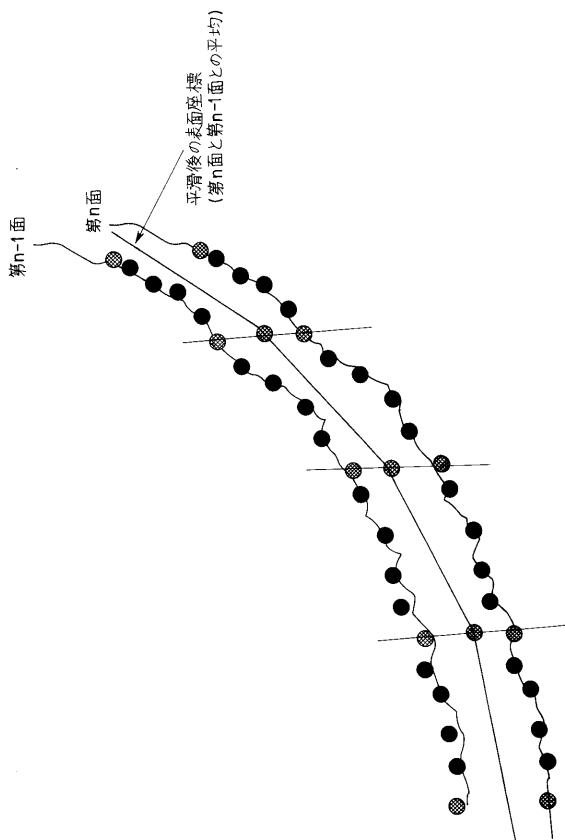
【図 19】



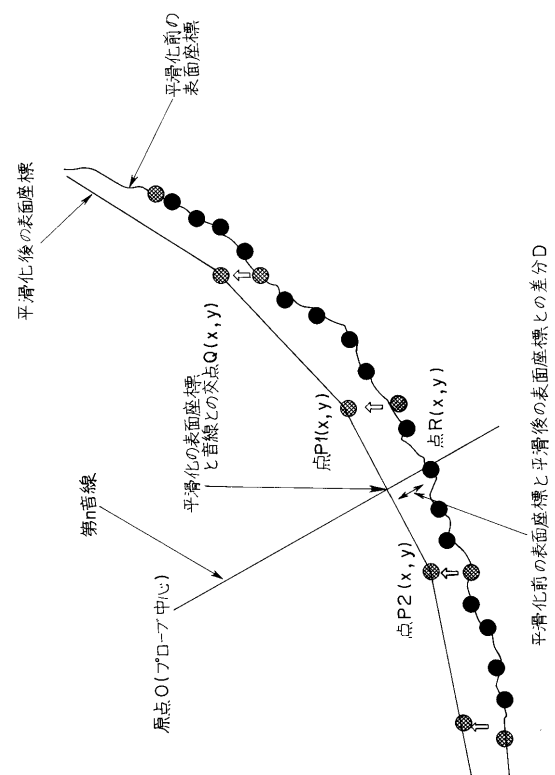
【図 20】



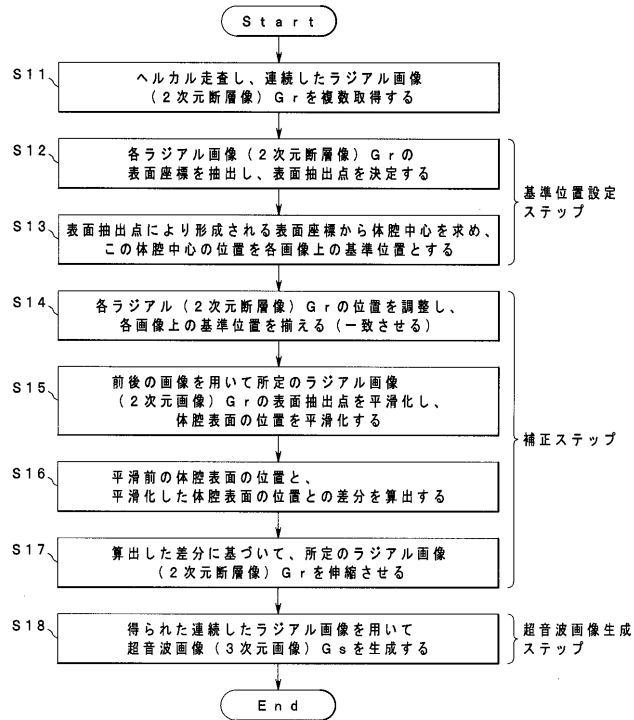
【図 21】



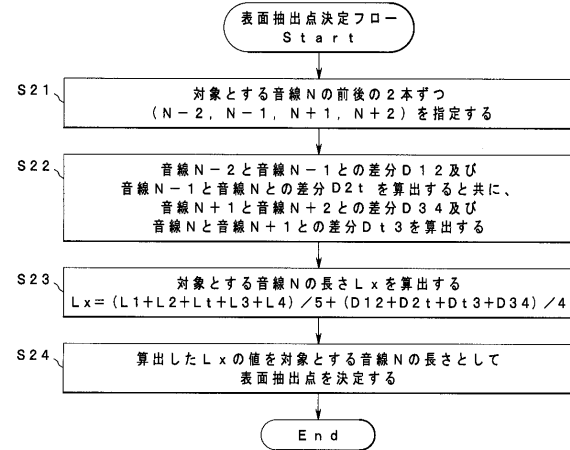
【図 22】



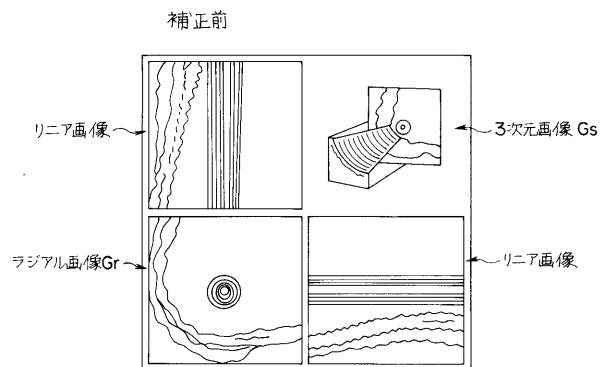
【図 23】



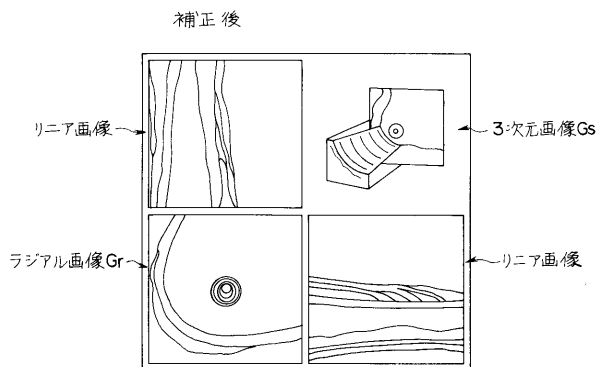
【図 24】



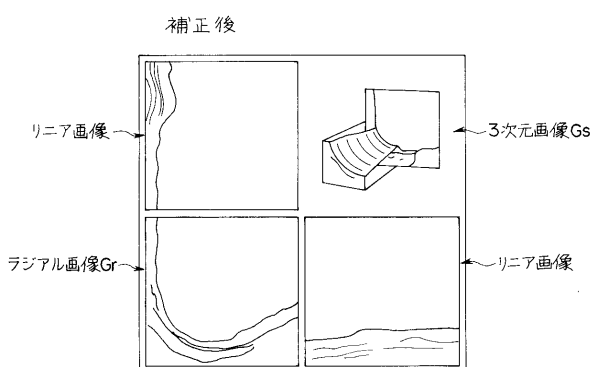
【図 25】



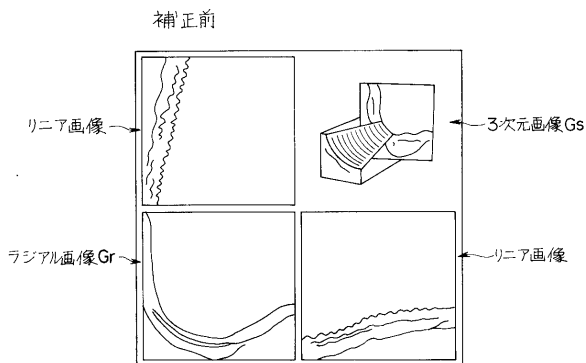
【図 26】



【図 28】



【図 27】



专利名称(译)	超声图像生成方法和超声图像生成程序		
公开(公告)号	JP2005000638A	公开(公告)日	2005-01-06
申请号	JP2003387281	申请日	2003-11-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	市川純一 武田匡広		
发明人	市川 純一 武田 匡広		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/14 A61B8/5276 G06T7/33 G06T7/66 G06T2207/10132 G06T2207/30028 G06T2207/30061 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB13 4C601/BB14 4C601/BB21 4C601/BB24 4C601/BB26 4C601/EE04 4C601/FE01 4C601/JC04 4C601/JC07 4C601/JC09 4C601/JC19 4C601/JC25 4C601/KK09 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/LL03 4C601/LL38		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2003140823 2003-05-19 JP		
其他公开文献	JP4468677B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

甲除去脉动的影响，实现了超声波图像生成方法和超声波图像生成程序，能够得到良好的超声波图像质量。一种超声波成像方法是基于通过发送和接收超声波的受试者获得的超声波回波数据配置，其产生的超声波图像。超声波图像生成方法，确定每个图像上的参考位置为多个2维断层图像的连续（步骤S12，S13）的一个基准位置设定步骤中，每个由一个标准位置设定步骤中确定的二维断层的连续和校正，以获得2维断层图像（步骤S14至S17），一个连续的二维断层具有规则性在校正规律性的图像的基准位置的不规则性的校正步骤中校正基于所述图像它具有生成的超声波图像（步骤S18）的超声波图像生成步骤，和所述。The 23

