

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6121807号
(P6121807)

(45) 発行日 平成29年4月26日 (2017. 4. 26)

(24) 登録日 平成29年4月7日 (2017. 4. 7)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 17 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2013-120986 (P2013-120986)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成25年6月7日 (2013. 6. 7)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2014-14659 (P2014-14659A)		栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地
(43) 公開日	平成26年1月30日 (2014. 1. 30)	(74) 代理人	110001771
審査請求日	平成28年3月31日 (2016. 3. 31)		特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(31) 優先権主張番号	特願2012-136412 (P2012-136412)	(72) 発明者	石井 秀明
(32) 優先日	平成24年6月15日 (2012. 6. 15)		栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	若井 智司
			栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	篠田 健輔
			栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、コンピュータプログラム及び制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内の3次元領域に対し超音波送受信を行なって収集された複数のサブボリュームデータに基づいてフライスルー画像データを生成する超音波診断装置において、

前記サブボリュームデータにおける管腔臓器の管腔壁あるいは前記管腔臓器の中心軸を示す芯線の少なくとも何れかの情報に基づいてサブボリュームデータ間の位置ズレを補正する位置ズレ補正手段と、

位置ズレ補正されたサブボリュームデータに基づいて前記フライスルー画像データを生成するフライスルー画像データ生成手段と、

前記フライスルー画像データを表示する表示手段とを
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記位置ズレ補正手段は、前記管腔臓器の走行方向に隣接するサブボリュームデータの各々から得られた前記管腔壁の情報あるいは前記芯線の情報の少なくとも何れかに基づいて前記サブボリュームデータ間の位置ズレを補正することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記芯線の位置ズレを検出する位置ズレ検出手段を備え、前記位置ズレ補正手段は、前記芯線の位置ズレ検出結果に基づいて前記管腔臓器の走行方向に隣接するサブボリュームデータの少なくとも何れかを並行移動あるいは回転移動させることにより前記位置ズレを

20

補正することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記管腔壁の局所的な位置ズレを検出する位置ズレ検出手段を備え、前記位置ズレ補正手段は、前記管腔壁の位置ズレ検出結果に基づいて前記管腔臓器の走行方向に隣接するサブボリュームデータの少なくとも何れかを拡大／縮小処理することにより前記局所的な位置ズレを補正することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記位置ズレ補正手段によって前記管腔壁の局所的な位置ズレが補正された隣接するサブボリュームデータに含まれる管腔臓器に対して、前記芯線を設定する設定手段を備えることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記管腔臓器の内部に設定され前記走行方向へ移動する視点と前記隣接するサブボリュームデータの境界との距離を視点 - 境界間距離として計測する視点 - 境界間距離計測手段と、前記視点の移動速度を制御する視点移動制御手段を備え、前記視点移動制御手段は、前記視点 - 境界間距離の計測結果に基づいて前記視点の移動速度を制御することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

被検体の 3 次元領域に対し超音波送受信を行なって収集された複数のサブボリュームデータに基づいて管腔臓器のフライスルー画像データを生成する超音波診断装置において、

前記サブボリュームデータにおける管腔臓器の内部に設定され前記管腔臓器の走行方向へ移動する視点と前記隣接するサブボリュームデータの境界との距離を視点 - 境界間距離として計測する視点 - 境界間距離計測手段と、

20

前記視点 - 境界間距離の計測結果に基づいて前記視点の移動速度を制御する視点移動制御手段と、

前記視点を基準として前記サブボリュームデータを処理することにより前記フライスルー画像データを生成するフライスルー画像データ生成手段と、

前記フライスルー画像データを表示する表示手段とを

備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

前記視点移動制御手段は、前記管腔臓器の走行方向へ移動する前記視点の移動速度を視点 - 境界間距離の短縮に伴って低速化することを特徴とする請求項 6 又は請求項 7 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 9】

前記サブボリュームデータに設定された前記視点を含む 1 つあるいは複数の M P R 断面における M P R 画像データを生成する M P R 画像データ生成手段を備え、前記表示手段は、前記視点を基準として生成された前記フライスルー画像データと前記 M P R 画像データを合成して表示することを特徴とする請求項 6 又は請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記視点の位置を示した視点マーカを生成する視点マーカ生成手段を備え、前記表示手段は、前記 M P R 画像データにおける前記視点の位置に前記視点マーカを付加して表示することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 11】

前記視点 - 境界間距離計測手段によって計測された前記視点 - 境界間距離が所定の値より短い場合、前記表示手段は、前記 M P R 画像データに付加した前記視点マーカあるいは前記フライスルー画像データの少なくとも何れかを異なる色調や明度を用いて表示することを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記表示手段は、前記隣接するボリュームデータの境界を示す境界ラインを前記 M P R 画像データ及び前記フライスルー画像データの少なくとも何れかに付加して表示することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

50

【請求項 13】

前記サブボリュームデータに基づいて狭範囲なＣＰＲ画像データを生成し、管腔臓器の走行方向に対して得られた複数の前記狭範囲なＣＰＲ画像データを合成して広範囲なＣＰＲ画像データを生成するＣＰＲ画像データ生成手段を備え、前記サブボリュームデータの収集領域は、前記広範囲なＣＰＲ画像データに基づいて設定されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

コンピュータで実行可能な、被検体内の 3 次元領域に対し超音波送受信を行なって収集された複数のサブボリュームデータに基づいてフリスルー画像データを生成するための複数の命令を含むコンピュータプログラムであって、前記複数の命令は、

前記サブボリュームデータにおける管腔臓器の管腔壁あるいは前記管腔臓器の中心軸を示す芯線の少なくとも何れかの情報に基づいてサブボリュームデータ間の位置ズレを補正し、

位置ズレ補正されたサブボリュームデータに基づいて前記フリスルー画像データを生成し、

前記フリスルー画像データを表示する、

ことを前記コンピュータに実行させる、コンピュータプログラム。

【請求項 15】

コンピュータで実行可能な、被検体の 3 次元領域に対し超音波送受信を行なって収集された複数のサブボリュームデータに基づいて管腔臓器のフリスルー画像データを生成するための複数の命令を含むコンピュータプログラムであって、前記複数の命令は、

前記サブボリュームデータにおける管腔臓器の内部に設定され前記管腔臓器の走行方向へ移動する視点と前記隣接するサブボリュームデータの境界との距離を視点 - 境界間距離として計測し、

前記視点 - 境界間距離の計測結果に基づいて前記視点の移動速度を制御し、

前記視点を基準として前記サブボリュームデータを処理することにより前記フリスルー画像データを生成し、

前記フリスルー画像データを表示する、

ことを前記コンピュータに実行させる、コンピュータプログラム。

【請求項 16】

被検体内の 3 次元領域に対し超音波送受信を行なって収集された複数のサブボリュームデータに基づいてフリスルー画像データを生成する超音波診断装置によって実行される制御方法であって、

前記サブボリュームデータにおける管腔臓器の管腔壁あるいは前記管腔臓器の中心軸を示す芯線の少なくとも何れかの情報に基づいてサブボリュームデータ間の位置ズレを補正する位置ズレ補正工程と、

位置ズレ補正されたサブボリュームデータに基づいて前記フリスルー画像データを生成するフリスルー画像データ生成工程と、

前記フリスルー画像データを表示する表示工程とを、

を含んだことを特徴とする制御方法。

【請求項 17】

被検体の 3 次元領域に対し超音波送受信を行なって収集された複数のサブボリュームデータに基づいて管腔臓器のフリスルー画像データを生成する超音波診断装置によって実行される制御方法であって、

前記サブボリュームデータにおける管腔臓器の内部に設定され前記管腔臓器の走行方向へ移動する視点と前記隣接するサブボリュームデータの境界との距離を視点 - 境界間距離として計測する視点 - 境界間距離計測工程と、

前記視点 - 境界間距離の計測結果に基づいて前記視点の移動速度を制御する視点移動制御工程と、

前記視点を基準として前記サブボリュームデータを処理することにより前記フリスルー

10

20

30

40

50

ー画像データを生成フリスルー画像データ生成工程と、
前記フリスルー画像データを表示する表示工程とを、
含んだことを特徴とする制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、被検体内の3次元領域から収集された複数のサブボリュームデータに基づいて、広範囲なフリスルー画像データを生成する超音波診断装置、コンピュータプログラム及び制御方法に関する。

【背景技術】

10

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された振動素子から発生する超音波パルスが被検体の体内に放射し、生体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる超音波反射波を前記振動素子により受信して種々の生体情報を収集するものである。複数の振動素子に供給する駆動信号や前記振動素子から得られる受信信号の遅延時間を制御することにより超音波の送受信方向や集束点を電子的に制御することが可能な近年の超音波診断装置によれば、超音波プローブの先端部を体表面に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの画像データを容易に観察することができるため、生体臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

【0003】

20

特に、近年では、複数の振動素子が1次元配列された超音波プローブを機械的に移動させる方法や複数の振動素子が2次元配列された超音波プローブを用いる方法によって被検体の診断対象部位に対する3次元走査を行ない、この3次元走査にて収集される3次元データ（ボリュームデータ）を用いて3次元画像データやMPR画像データを生成することにより更に高度な診断や治療が可能となっている。

【0004】

一方、被検体に対する3次元走査によって得られたボリュームデータの管腔臓器内に観察者の視点を仮想的に設定し、この視点から観察される管腔臓器の内表面を仮想内視鏡画像データ（以下、フリスルー画像データと呼ぶ。）として観察する方法が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

30

【0005】

当該被検体の体外から収集されたボリュームデータに基づいて内視鏡的な画像データを生成する上述の方法によれば、検査時の被検体に対する侵襲度が大幅に低減され、更に、内視鏡スコープの挿入が困難な細い消化管や血管等の管腔臓器に対しても視点や視線方向を任意に設定することができるため、従来の内視鏡検査では不可能であった高精度の検査を安全且つ効率的に行なうことが可能となる。

【0006】

超音波診断装置を用いて上述のフリスルー画像データを生成する場合、ボリュームデータが収集される領域は超音波プローブを中心とした限られた領域に限定されるため、広範囲のフリスルー画像データを生成するためには、超音波プローブを体表面に沿って移動させることにより異なる位置にて収集した複数の狭範囲なボリュームデータ（以下、サブボリュームデータと呼ぶ。）を合成して広範囲なボリュームデータを生成し、このボリュームデータに基づいて広範囲なフリスルー画像データを生成する方法が行なわれている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2000-185041号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 0 8 】

複数のサブボリュームデータを合成して得られた広範囲なサブボリュームデータを用いてフリスルー画像データを生成する際、従来は、その端部が重なるように収集された管腔臓器の走行方向に隣接するサブボリュームデータの共通領域に対し相関処理等の演算処理を行なってサブボリュームデータ間の位置ズレを検出し、この検出結果に基づいて位置ズレ補正を行なう方法が行なわれている。

【 0 0 0 9 】

しかしながら、このような共通領域における全ての画像情報を用いた位置ズレ検出及び位置ズレ補正では、サブボリュームデータ間の平均的な位置ズレは軽減されるが、特に観察したい管腔臓器あるいはその近傍領域に対して十分な位置ズレ補正が行なわれないことがあり、このような場合には、管腔壁に対する連続性に優れたフリスルー画像データの収集が困難になるという問題点を有していた。

10

【 0 0 1 0 】

本開示は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、体内の3次元領域から収集された管腔臓器の走行方向に隣接する複数のサブボリュームデータに基づいて広範囲な領域におけるフリスルー画像データを生成する際、サブボリュームデータ間の位置ズレに起因して発生するフリスルー画像データの不連続を軽減することが可能な超音波診断装置、コンピュータプログラム及び制御方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

20

上記課題を解決するために、本開示の実施形態における超音波診断装置は、被検体内の3次元領域に対し超音波送受信を行なって収集された複数のサブボリュームデータに基づいてフリスルー画像データを生成する超音波診断装置であって、前記サブボリュームデータにおける管腔臓器の管腔壁あるいは前記管腔臓器の中心軸を示す芯線の少なくとも何れかの情報に基づいてサブボリュームデータ間の位置ズレを補正する位置ズレ補正手段と、位置ズレ補正されたサブボリュームデータに基づいて前記フリスルー画像データを生成するフリスルー画像データ生成手段と、前記フリスルー画像データを表示する表示手段とを備えたことを特徴としている。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

30

【図1】本実施形態における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】本実施形態の超音波診断装置が備える送受信部及び受信信号処理部の具体的な構成を示すブロック図。

【図3】本実施形態の超音波プローブに対する座標系と超音波送受信方向の関係を説明するための図。

【図4】本実施形態の超音波診断装置が備える位置ズレ補正部の具体的な構成と機能を説明するための図。

【図5】本実施形態において位置ズレ補正された管腔臓器の芯線方向に隣接するサブボリュームデータと、これらのサブボリュームデータの芯線に沿って移動する視点を説明するための図。

40

【図6】本実施形態の視点移動制御部によって設定される視点移動速度と視点 - 境界間距離との関係を示す図。

【図7】本実施形態の超音波診断装置が備える2次元画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

【図8】本実施形態におけるサブボリュームデータ収集状況のモニタリングを目的として生成されるCPR画像データを説明するための図。

【図9】本実施形態の表示部において生成される表示データ的具体例を示す図。

【図10】本実施形態におけるフリスルー画像データの生成 / 表示手順を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

50

【 0 0 1 3 】

以下、図面を参照して本開示の実施形態を説明する。

【 0 0 1 4 】

(実施形態)

以下に述べる本実施形態の超音波診断装置では、被検体内の 3 次元領域から収集されたボリウムデータに基づいて管腔臓器のフライスルー画像データを生成する際、超音波プローブを移動させることにより管腔臓器の走行方向に隣接する複数のサブボリウムデータを収集し、各々のサブボリウムデータに示された管腔臓器に対して管腔壁の抽出と芯線の設定を行なう。そして、得られた芯線や管腔壁の情報に基づいてサブボリウムデータ間の位置ズレを補正し、位置ズレ補正後のサブボリウムデータの芯線に対して設定された視点を、この視点とサブボリウムデータ境界面との距離に基づいて決定される移動速度で芯線方向へ移動させることによりサブボリウムデータの位置ズレに起因して発生する不連続が軽減されたフライスルー画像データを生成する。

10

【 0 0 1 5 】

尚、以下の実施形態では、複数の振動素子が 2 次元配列された超音波プローブを用いて収集されたサブボリウムデータに基づいてフライスルー画像データを生成する場合について述べるが、複数の振動素子が 1 次元配列された超音波プローブを機械的に移動あるいは回転させることによって収集されたサブボリウムデータに基づいて上述のフライスルー画像データを生成してもよい。

20

【 0 0 1 6 】

(装置の構成及び機能)

本実施形態における超音波診断装置の構成と機能につき図 1 乃至図 9 を用いて説明する。尚、図 1 は、超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図 2 は、この超音波診断装置が備える送受信部及び受信信号処理部の具体的な構成を示すブロック図である。又、図 4 及び図 7 は、上述の超音波診断装置が備える位置ズレ補正部及び 2 次元画像生成部の具体的な構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 7 】

図 1 に示す本実施形態の超音波診断装置 1 0 0 は、被検体の 3 次元領域に対して送信超音波（超音波パルス）を放射し、この送信超音波により前記 3 次元領域から得られた受信超音波（超音波反射波）を電気的な受信信号に変換する複数の振動素子を備えた超音波プローブ 2 と、前記 3 次元領域の所定方向に対して送信超音波を放射するための駆動信号を上記の振動素子へ供給し、これらの振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算する送受信部 3 と、整相加算後の受信信号を信号処理して B モードデータを生成する受信信号処理部 4 と、超音波の送受信方向単位で得られた上述の B モードデータに基づいて狭範囲な 3 次元画像情報（以下、サブボリウムデータと呼ぶ。）を生成するサブボリウムデータ生成部 5 と、このサブボリウムデータに含まれた管腔臓器の外壁面あるいは内壁面の少なくとも何れかを管腔壁として抽出する管腔壁抽出部 6 と、得られた管腔壁の位置情報に基づいてサブボリウムデータにおける管腔臓器の中心軸（以下では、芯線と呼ぶ。）を設定する芯線設定部 7 と、上述のサブボリウムデータに芯線及び管腔壁の位置情報を付加して保存するサブボリウムデータ記憶部 8 を備えている。

30

40

【 0 0 1 8 】

又、超音波診断装置 1 0 0 は、サブボリウムデータ記憶部 8 から読み出した管腔臓器の走行方向に対応する方向（以下では、芯線方向と呼ぶ。）に隣接するサブボリウムデータの位置ズレを芯線及び管腔壁の位置情報に基づいて補正する位置ズレ補正部 9 と、芯線上を芯線方向に向かって移動する視点とサブボリウムデータ間の境界面との距離を計測する視点 - 境界間距離計測部 1 0 と、芯線上における視点の移動を制御する視点移動制御部 1 1 と、位置ズレ補正後のサブボリウムデータに基づいてフライスルー画像データを生成するフライスルー画像データ生成部 1 2 と、サブボリウムデータに基づいて 2 次元の M P R (multi planar reconstruction) 画像データ及び C P R (curved multi planar reconstruction) 画像データを生成する 2 次元画像データ生成部 1 3 と、前記 M P R

50

画像データにおける視点位置を示すための視点マーカを生成する視点マーカ生成部 14 と、上述のフライスルー画像データと視点マーカが付加された MPR 画像データを用いて生成した表示データを表示する表示部 15 を備え、更に、被検体の 3 次元領域に対する超音波送受信方向等を制御する走査制御部 16 と、被検体情報の入力、サブボリュームデータ生成条件の設定、フライスルー画像データ生成条件の設定、各種指示信号の入力等を行なう入力部 17 と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部 18 を備えている。

【0019】

超音波プローブ 2 は、2 次元配列された N 個 ($N = N_1 \times N_2$) の図示しない振動素子をその先端部に有し、この先端部を被検体の体表に接触させて超音波の送受信を行なう。そして、前記振動素子の各々は、図示しない N チャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部 3 に接続されている。これらの振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には駆動信号 (電気パルス) を送信超音波 (超音波パルス) に変換し、受信時には受信超音波 (超音波反射波) を電氣的な受信信号に変換する機能を有している。又、超音波プローブ 2 の内部あるいは周辺部には超音波プローブ 2 の位置や方向を検出する位置情報検出部 21 が設けられている。

10

【0020】

この位置情報検出部 21 は、超音波プローブ 2 の内部に設けられた図示しない複数の位置センサから供給される位置信号に基づいて患者体表面に配置された超音波プローブ 2 の位置情報 (位置及び方向) を検出する。

20

【0021】

超音波プローブ 2 の位置情報検出法として各種の方法が既に提案されているが、検出精度、コスト及び大きさを考慮した場合、超音波センサあるいは磁気センサを上述の位置センサとして用いる方法が好適である。磁気センサを用いた位置情報検出部は、例えば、特開 2000-5168 号公報等に記載されているように磁気を発生する図示しないトランスミッタ (磁気発生部) と、この磁気を検出する複数の磁気センサ (位置センサ) と、これらの磁気センサから供給される位置信号を処理して超音波プローブ 2 の位置情報を算出する位置情報算出部 (何れも図示せず) を備えている。そして、上述の位置情報検出部 21 において検出された超音波プローブ 2 の位置情報により、超音波プローブ 2 を用いて収集されたサブボリュームデータの位置情報を得ることができる。

30

【0022】

尚、超音波プローブには、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、超音波診断装置 100 を操作する医療従事者 (以下、操作者と呼ぶ。) は、好適な超音波プローブを検査 / 治療部位に応じて任意に選択することが可能であるが、本実施形態では、2 次元配列された N 個の振動素子をその先端部に有するセクタ走査用の超音波プローブ 2 を用いた場合について述べる。

【0023】

次に、図 2 に示す送受信部 3 は、被検体内の所定方向に対し送信超音波を放射するための駆動信号を超音波プローブ 2 の振動素子へ供給する送信部 31 と、これらの振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算する受信部 32 を備え、送信部 31 は、レートパルス発生器 311、送信遅延回路 312 及び駆動回路 313 を備えている。

40

【0024】

レートパルス発生器 311 は、体内に放射される送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを、システム制御部 18 から供給される基準信号を分周することによって生成し、得られたレートパルスを送信遅延回路 312 へ供給する。送信遅延回路 312 は、例えば、超音波プローブ 2 に内蔵された N 個の振動素子の中から選択された N_t 個の送信用振動素子と同数の独立な遅延回路から構成され、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波を集束するための集束用遅延時間と超音波送受信方向に対して前記送信超音波を放射するための偏向用遅延時間をレートパルス発生器 311 から供給された上述のレートパルスに与える。駆動回路 313 は、超音波プローブ 2 に内蔵された N

50

t 個の送信用振動素子を駆動する機能を有し、送信遅延回路 3 1 2 から供給されるレートパルスに基づいて上述の集束用遅延時間及び偏向用遅延時間を有する駆動用パルスを生成する。

【 0 0 2 5 】

一方、受信部 3 2 は、超音波プローブ 2 に内蔵された N 個の振動素子の中から選択された N r 個の受信用振動素子に対応する N r チャンネルのプリアンプ 3 2 1、A / D 変換器 3 2 2 及び受信遅延回路 3 2 3 と加算器 3 2 4 を備え、B モードにおいて受信用振動素子からプリアンプ 3 2 1 を介して供給された N r チャンネルの受信信号は A / D 変換器 3 2 2 にてデジタル信号に変換されて受信遅延回路 3 2 3 へ送られる。受信遅延回路 3 2 3 は、所定の深さからの受信超音波を集束するための集束用遅延時間と超音波送受信方向に対して強い受信指向性を設定するための偏向用遅延時間を A / D 変換器 3 2 2 から出力された N r チャンネルの受信信号の各々に与え、加算器 3 2 4 は、受信遅延回路 3 2 3 から出力された N r チャンネルの受信信号を加算合成する。即ち、受信遅延回路 3 2 3 と加算器 3 2 4 により、超音波送受信方向からの受信超音波に対応した受信信号は整相加算される。

10

【 0 0 2 6 】

図 3 は、超音波プローブ 2 の中心軸を z 軸とした直交座標系 (x - y - z) に対する超音波の送受信方向 (θ_p 、 ϕ_q) を示しており、例えば、N 個の振動素子は x 軸方向及び y 軸方向に 2 次元配列され、 θ_p 及び ϕ_q は、x - z 平面及び y - z 平面に投影された送受信方向を示している。

20

【 0 0 2 7 】

図 2 へ戻って、受信信号処理部 4 は、受信部 3 2 の加算部 3 2 4 から出力された受信信号の各々に対して包絡線検波を行なう包絡線検波器 4 1 と、包絡線検波後の受信信号に対する対数変換処理により小さな信号振幅を相対的に強調して B モードデータを生成する対数変換器 4 2 を備えている。

【 0 0 2 8 】

次に、図 1 のサブボリュームデータ生成部 5 は、図示しない B モードデータ記憶部及び補間処理部を備え、B モードデータ記憶部には、例えば、超音波プローブ 2 を被検体体表面の所定位置に配置した状態で収集される受信信号に基づいて上述の受信信号処理部 4 が生成した比較的狭範囲な領域における B モードデータがシステム制御部 1 8 から供給される送受信方向 (θ_p 、 ϕ_q) の情報を付帯情報として順次保存される。

30

【 0 0 2 9 】

一方、補間処理部は、B モードデータ記憶部 5 1 から読み出した B モードデータを送受信方向 (θ_p 、 ϕ_q) に対応させて配列することにより 3 次元超音波データ (3 次元 B モードデータ) を生成し、得られた 3 次元超音波データに対して補間処理等を行ないサブボリュームデータ (B モードサブボリュームデータ) を生成する。

【 0 0 3 0 】

次に、管腔壁抽出部 6 は、サブボリュームデータ生成部 5 の補間処理部から供給されたサブボリュームデータが有するボクセル値の空間的な変化量に基づいて当該サブボリュームデータの管腔臓器における内壁あるいは外壁を管腔壁として抽出する。例えば、サブボリュームデータのボクセル値に対して 3 次元的な微分 / 積分処理を行ない、微分処理されたサブボリュームデータと積分処理されたサブボリュームデータとの減算処理、あるいは、微分処理前のサブボリュームデータと微分処理後のサブボリュームデータとの減算処理等により管腔臓器の管腔壁を抽出することが可能となるが、管腔壁の抽出方法は、上述の方法に限定されない。

40

【 0 0 3 1 】

一方、芯線設定部 7 は、上述の管腔壁抽出部 6 によって抽出された管腔臓器の管腔壁に対して芯線を設定する機能を有し、例えば、管腔壁の内部に予め設定された起点を基準として 3 次元の全角度方向に複数の単位ベクトルを発生させ、これらの単位ベクトルの中から管腔壁までの距離が最大となる方向の単位ベクトルを探索ベクトルとして選定する。次

50

いで、この探索ベクトルに直交する管腔臓器断面の重心位置を算出し、前記探索ベクトルと前記管腔臓器断面との交差位置が前記重心位置と一致するようにその方向が補正された探索ベクトルを前記重心位置において新たに設定する。そして、補正後の探索ベクトルを用いて上述の手順を繰り返し、このとき、管腔臓器の走行方向に形成される複数の重心位置を連結することにより管腔臓器の芯線を設定する。但し、管腔臓器に対する芯線の設定は、特開 2 0 1 1 - 1 0 7 1 5 号公報等に記載された上述の方法に限定されるものではなく、例えば、特開 2 0 0 4 - 2 8 3 3 7 3 号公報等に記載された他の方法を適用しても構わない。

【 0 0 3 2 】

そして、上述のサブボリュームデータ生成部 5 において生成されたサブボリュームデータの各々は、管腔壁抽出部 6 によって抽出された管腔壁の位置情報、芯線設定部 7 によって設定された芯線の位置情報及び超音波プローブ 2 の位置情報検出部 2 1 からシステム制御部 1 8 を介して供給された超音波プローブ 2 の位置情報を付帯情報としてサブボリュームデータ記憶部 8 に保存される。

10

【 0 0 3 3 】

尚、既に述べたように、位置情報検出部 2 1 から供給される超音波プローブ 2 の位置情報とサブボリュームデータ生成部 5 において生成されるサブボリュームデータの位置情報は対応しており、超音波プローブ 2 の位置情報に基づいてサブボリュームデータを 3 次元空間にて合成することにより被検体内の広範囲な 3 次元領域にボリュームデータを得ることが可能となる。

20

【 0 0 3 4 】

次に、位置ズレ補正部 9 は、図 4 に示すように線形位置ズレ補正部 9 1 と非線形位置ズレ補正部 9 2 を備え、線形位置ズレ補正部 9 1 は、位置ズレ検出器 9 1 1 と位置ズレ補正器 9 1 2 を、又、非線形位置ズレ補正部 9 2 は、位置ズレ検出器 9 2 1 と位置ズレ補正器 9 2 2 を有している。

【 0 0 3 5 】

線形位置ズレ補正部 9 1 の位置ズレ検出器 9 1 1 は、超音波プローブ 2 を被検体の体表面に沿って移動させながら収集した受信信号に基づいて生成され上述のサブボリュームデータ記憶部 8 に保存された異なる撮影位置における複数のサブボリュームデータの中から管腔臓器の芯線方向に隣接する 2 つのサブボリュームデータ（例えば、図 4 の左下領域に示したサブボリュームデータ S V 1 及びサブボリュームデータ S V 2 ）とこれらのサブボリュームデータに付加されている芯線 C 1 及び芯線 C 2 の位置情報を超音波プローブ 2 の位置情報（即ち、サブボリュームデータの位置情報）に基づいて読み出す。

30

【 0 0 3 6 】

但し、芯線方向に隣接するサブボリュームデータの収集領域は、後述する C P R 画像データの観察下でその端部が互いに重なるように設定され、例えば、サブボリュームデータ S V 1 の後端部近傍領域とサブボリュームデータ S V 2 の前端部近傍領域が所定の範囲で重なるようにサブボリュームデータ S V 1 及びサブボリュームデータ S V 2 の収集領域が設定されている。尚、以下では、互いに重なり合う後端部近傍領域及び前端部近傍領域を後端部共通領域及び前端部共通領域と呼ぶ。

40

【 0 0 3 7 】

そして、位置ズレ検出器 9 1 1 は、サブボリュームデータ S V 2 の前端部共通領域における芯線 C 2 の位置情報を所定方向に平行移動あるいは回転移動させながらサブボリュームデータ S V 1 の後端部共通領域における芯線 C 1 の位置情報との相互相関係数を算出し、得られた相互相関係数に基づいてサブボリュームデータ S V 1 に対するサブボリュームデータ S V 2 の位置ズレを検出する。次いで、線形位置ズレ補正部 9 1 の位置ズレ補正器 9 1 2 は、検出された位置ズレに基づいてサブボリュームデータ S V 2 を線形位置ズレ補正（即ち、ボリュームデータ S V 2 の平行移動あるいは回転移動による位置ズレ補正）することによりサブボリュームデータ S V 2 x を生成する。

【 0 0 3 8 】

50

一方、非線形位置ズレ補正部 9 2 の位置ズレ検出器 9 2 1 は、サブポリウムデータ記憶部 8 から読み出した上述のサブポリウムデータ S V 1 の後端部共通領域における管腔壁の位置情報と線形位置ズレ補正部 9 1 において得られた線形位置ズレ補正後のサブポリウムデータ S V 2 x の前端部共通領域における管腔壁の位置情報との相互相関処理により、サブポリウムデータ S V 1 に対するサブポリウムデータ S V 2 x の局所的な位置ズレ（歪み）を検出する。次いで、非線形位置ズレ補正部 9 2 の位置ズレ補正器 9 2 2 は、検出された局所的な位置ズレに基づいて管腔壁近傍におけるサブポリウムデータ S V 2 x の位置ズレ（歪み）を非線形位置ズレ補正（即ち、ポリウムデータ S V 2 x の拡大／縮小処理による位置ズレ補正）することによりサブポリウムデータ S V 2 y を生成する。

10

【 0 0 3 9 】

サブポリウムデータ S V 2 に対する線形位置ズレ補正及び非線形位置ズレ補正が終了したならば、線形位置ズレ補正部 9 1 の位置ズレ検出器 9 1 1 は、同様の手順により、サブポリウムデータ記憶部 8 から読み出したサブポリウムデータ S V 2 に隣接するサブポリウムデータ S V 3 のサブポリウムデータ S V 2 y に対する位置ズレを検出し、位置ズレ補正器 9 1 2 は、検出された位置ズレに基づいてサブポリウムデータ S V 3 を線形位置ズレ補正することによりサブポリウムデータ S V 3 x を生成する。

【 0 0 4 0 】

次いで、非線形位置ズレ補正部 9 2 の位置ズレ検出器 9 2 1 は、位置ズレ補正後のサブポリウムデータ S V 2 y に対するサブポリウムデータ S V 3 x の局所的な位置ズレ（歪み）を検出し、位置ズレ補正器 9 2 2 は、検出された局所的な位置ズレに基づいてサブポリウムデータ S V 3 x の位置ズレ（歪み）を非線形位置ズレ補正することによりサブポリウムデータ S V 3 y を生成する。

20

【 0 0 4 1 】

更に、サブポリウムデータ S V 3 に隣接する図示しないサブポリウムデータ S V 4 , S V 5 、 S V 6 . . . に対しても同様の手順によって線形位置ズレ補正と非線形位置ズレ補正が行なわれ、サブポリウムデータ S V 1 及び位置ズレ補正後のサブポリウムデータ S V 2 y 、 S V 3 y 、 S V 4 y . . . は、フリスルー画像データ生成部 1 2 へ順次供給される。

【 0 0 4 2 】

尚、非線形位置ズレ補正の具体的な方法は、例えば、特開 2 0 1 1 - 0 2 4 7 6 3 号公報等に記載されているため詳細な説明は省略する。又、図 4 では、説明を判り易くするために、サブポリウムデータ S V 1 とサブポリウムデータ S V 2 とを用いた位置ズレ補正とサブポリウムデータ S V 2 とサブポリウムデータ S V 3 とを用いた位置ズレ補正を独立したユニットを用いて説明したが、サブポリウムデータ S V 1 を基準とするサブポリウムデータ S V 2 、 S V 3 、 S V 4 . . . の位置ズレ補正は、通常、線形位置ズレ補正部 9 1 及び非線形位置ズレ補正部 9 2 を有した位置ズレ補正部 9 を繰り返し用いることにより行なわれる。

30

【 0 0 4 3 】

図 1 へ戻って、視点 - 境界間距離計測部 1 0 は、サブポリウムデータの芯線に沿って芯線方向へ移動する視点とサブポリウムデータの境界面（前端部及び後端部）までの距離を計測する機能を有している。図 5 は、サブポリウムデータ S V 1 と、芯線方向に対してサブポリウムデータ S V 1 と隣接する位置ズレ補正後のサブポリウムデータ S V 2 y 及び S V 3 y と、サブポリウムデータ S V 1 の前端部 R 1 f にて初期設定され芯線に沿って芯線方向へ所定速度で移動する視点 W x を示したものであり、サブポリウムデータ S V 1 、 S V 2 y 及び S V 3 y は、芯線設定部 7 によって設定され位置ズレ補正部 9 によって位置ズレ補正された芯線 C 1 乃至 C 3 を有している。

40

【 0 0 4 4 】

そして、上述の視点 - 境界間距離計測部 1 0 は、例えば、サブポリウムデータ S V 2 y の前端部 R 2 f （サブポリウムデータ S V 1 とサブポリウムデータ S V 2 y との境

50

界面)から後端部R2b(サブボリュームデータSV2yとサブボリュームデータSV3yとの境界面)へ移動する視点W1から前端部R2fまでの距離df及び後端部R2bまでの距離dbを視点-境界間距離として計測する。

【0045】

更に、視点Wxの芯線方向に対する移動が継続して行われる場合、サブボリュームデータSV2yに隣接するサブボリュームデータSV3y及び図示しないサブボリュームデータSV4y、SV5y、・・・の各々に対しても同様の手順による視点-境界間距離の計測が行なわれる。

【0046】

再び図1へ戻って、視点移動制御部11は、予め設定された視点-境界間距離と視点移動速度との関係をルックアップテーブル等によって示す図示しない移動速度テーブルを有している。そして、視点-境界間距離計測部10から供給される視点-境界間距離df及びdbの中から小さな値を示す視点-境界間距離dx(例えば、 $df < db$ ならば $dx = df$)を選択し、移動速度テーブルの中から抽出した視点-境界間距離dxに対応する移動速度Vxに従ってサブボリュームデータの芯線上に配置された視点を芯線方向へ移動させる。

【0047】

図6は、移動速度テーブルに示された視点-境界間距離dxと視点移動速度Vxとの関係を模式的に示したものであり、この図6に示すように視点移動速度Vxは、視点Wxがサブボリュームデータの中央部($dx = d_{max}/2$)に存在する場合に最大速度Vmaxとなり、前端部あるいは後端部($dx = 0$)に存在する場合に最小速度Vminとなる。

【0048】

又、上述の視点移動制御部11は、芯線上を移動する視点の位置情報を算出する図示しない視点位置情報算出部とこれらの位置情報に基づいて視線方向を算出する視線方向算出部を備え、算出された視点及び視線方向の位置情報は、後述のフライスルー画像データ生成部12、2次元画像データ生成部13及び視点マーカ生成部14へ供給される。

【0049】

次に、フライスルー画像データ生成部12は、図示しない演算処理部とプログラム保管部を備え、プログラム保管部には、サブボリュームデータを用いてフライスルー画像データを生成するための演算処理プログラムが予め保管されている。そして、演算処理部は、上述のプログラム保管部から読み出した演算処理プログラムと視点移動制御部11から供給される視点及び視線方向の位置情報とに基づいて位置ズレ補正部9から供給される位置ズレ補正後のサブボリュームデータをレンダリング処理することによりフライスルー画像データを生成する。

【0050】

尚、フライスルー画像データ生成部12において生成され表示部15に表示されたフライスルー画像データにおいて管腔臓器の分岐が認められた場合、視点を継続して移動させる芯線方向の選択が入力部17の入力デバイス等を用いて行なわれる。そして、このとき選択された芯線方向において隣接するサブボリュームデータに対し線形位置ズレ補正や非線形位置ズレ補正が行なわれる。

【0051】

一方、2次元画像データ生成部13は、図7に示すようにMPR断面形成部133及びボクセル抽出部134を有し、例えば、参照用データとしてフライスルー画像データと共に表示部15に表示されるMPR画像データを生成するMPR画像データ生成部131と、CPR断面形成部135、ボクセル抽出部136及びデータ合成部137を有し、被検体の管腔臓器に対するサブボリュームデータの収集が過不足なく行なわれているか否かをモニタリングするための広範囲なCPR画像データを生成するCPR画像データ生成部132を備えている。

【0052】

10

20

30

40

50

M P R 画像データ生成部 1 3 1 の M P R 断面形成部 1 3 3 は、視点移動制御部 1 1 の視点位置情報算出部から供給される視点の位置情報に基づき、サブボリュームデータの芯線上を芯線方向へ移動する視点を含み互いに直交する 3 つの M P R (multi planar reconstruction) 断面 (例えば、図 3 の $x - z$ 平面に平行な第 1 の M P R 断面、 $y - z$ 平面に平行な第 2 の M P R 断面及び $x - y$ 平面に平行な第 3 の M P R 断面) を形成する。そして、ボクセル抽出部 1 3 4 は、位置ズレ補正部 9 から供給される位置ズレ補正後のサブボリュームデータに上述の M P R 断面を設定し、これらの M P R 断面に存在するサブボリュームデータのボクセルを抽出することによって第 1 の M P R 画像データ乃至第 3 の M P R 画像データを生成する。

【 0 0 5 3 】

10

一方、C P R 画像データ生成部 1 3 2 の C P R 断面形成部 1 3 5 は、超音波プローブ 2 を所定の位置に配置して得られたサブボリュームデータに基づいて芯線設定部 7 が設定した芯線の位置情報を受信し、この芯線が含まれた曲面状の C P R (curved multi planar reconstruction) 断面を形成する。次いで、ボクセル抽出部 1 3 6 は、サブボリュームデータ生成部 5 から供給された上述のサブボリュームデータに C P R 断面形成部 1 3 5 が形成した C P R 断面を設定し、この C P R 断面に存在するサブボリュームデータのボクセルを、例えば、図 3 の $x - y$ 平面に平行な平面へ投影することにより狭範囲な C P R 画像データを生成する。

【 0 0 5 4 】

そして、データ合成部 1 3 7 は、超音波プローブ 2 を被検体体表面の異なる位置に配置して得られた複数の狭範囲な C P R 画像データを前記サブボリュームデータの各々に付加されている超音波プローブ 2 の位置情報 (即ち、サブボリュームデータの位置情報) に基づいて合成することにより広範囲な C P R 画像データを生成する。

20

【 0 0 5 5 】

図 8 は、C P R 画像データ生成部 1 3 2 によって生成された広範囲な C P R 画像データ D a を示したものであり、この C P R 画像データ D a は、超音波プローブ 2 の中心を被検体体表面上の 3 次元座標 (x_1 、 y_1 、 z_1)、(x_2 、 y_2 、 z_2)、(x_3 、 y_3 、 z_3)、(x_4 、 y_4 、 z_4)、 $\dots$ に配置することによって得られたサブボリュームデータに基づく狭範囲な C P R 画像データ D b 1、D b 2、D b 3、D b 4、 $\dots$ を順次合成することによって得られる。

30

【 0 0 5 6 】

例えば、C P R 画像データ生成部 1 3 2 のデータ合成部 1 3 7 は、隣接領域への超音波プローブ 2 の移動によって新たに収集された 3 次元領域 S 4 の狭範囲な C P R 画像データ D b 4 を 3 次元領域 S 1 乃至 S 3 において既に収集された狭範囲な C P R 画像データ D b 1 乃至 D b 3 に追加することにより広範囲な C P R 画像データ D a を生成する。そして、操作者は、この C P R 画像データ D a の観察下で当該被検体に対する超音波プローブ 2 の配置位置 (サブボリュームデータの収集位置) を調整することにより、管腔臓器に対して連続したサブボリュームデータの収集が可能となる。この場合、サブボリュームデータの後端部近傍領域は、既に述べた芯線の位置情報に基づく線形位置ズレ補正や管腔壁の位置情報に基づく非線形位置ズレ補正を考慮して、芯線方向に隣接するサブボリュームデータの前端部近傍領域と所定範囲で重なるように超音波プローブ 2 の位置調整が行なわれる。

40

【 0 0 5 7 】

尚、既に生成された狭範囲な C P R 画像データに新たに生成された狭範囲な C P R 画像データを順次合成して表示部 1 5 に表示する場合、超音波プローブ 2 の好適な配置位置を決定するための最新の狭範囲な C P R 画像データ (例えば、図 8 の C P R 画像データ D b 4) と他の C P R 画像データとを異なる色調や明度等を用いて識別表示することが望ましい。

【 0 0 5 8 】

次に、図 1 の視点マーカ生成部 1 4 は、2 次元画像データ生成部 1 3 の M P R 画像データ生成部 1 3 1 が生成した M P R 画像データに付加される視点マーカを生成する機能を有

50

し、視点移動制御部 11 から供給される視点及び視線方向の位置情報を付帯情報とした所定形状（例えば、矢印）の視点マーカを生成する。尚、視点マーカの形状は、通常、装置毎に予め設定されたものが使用されるが、入力部 17 において初期設定することも可能である。

【0059】

一方、表示部 15 は、サブボリュームデータ収集状況のモニタリングを目的として 2 次元画像データ生成部 13 の CPR 画像データ生成部 132 が生成した広範囲な CPR 画像データ、フライスルー画像データ生成部 12 が生成したフライスルー画像データ及びフライスルー画像データの補助データとして 2 次元画像データ生成部 13 の MPR 画像データ生成部 131 が生成した MPR 画像データを表示する機能を有し、図示しない表示データ生成部、データ変換部及びモニタを備えている。

10

【0060】

表示データ生成部は、CPR 画像データ生成部 132 から供給された広範囲な CPR 画像データ（図 8 参照）を所定の表示フォーマットに変換して第 1 の表示データを生成し、データ変換部は、上述の表示データに対し D/A 変換やテレビフォーマット変換等の変換処理を行なってモニタに表示する。

【0061】

又、表示データ生成部は、フライスルー画像データ生成部 12 から供給されるフライスルー画像データと MPR 画像データ生成部 131 から供給される MPR 画像データを合成した後所定の表示フォーマットに変換し、更に、視点マーカ生成部 14 において生成された視点マーカを上述の MPR 画像データに付加することによって第 2 の表示データを生成する。そして、データ変換部は、上述の表示データに対し D/A 変換やテレビフォーマット変換等の変換処理を行なってモニタに表示する。尚、サブボリュームデータの境界において位置ズレ補正部 9 による線形位置ズレ補正や非線形位置ズレ補正が行なわれた場合には、その旨を示す文言や記号を上述の第 2 の表示データに付加して前記モニタに表示することも可能である。

20

【0062】

図 9 は、上述の表示データ生成部によって生成された第 2 の表示データの具体例を示したものであり、第 2 の表示データの左上領域、右上領域及び左下領域には、MPR 画像データ生成部 131 によって生成された視点を含み互いに直交する 3 つの MPR 断面における第 1 の MPR 画像データ Dm1 乃至第 3 の MPR 画像データ Dm3 が示されている。そして、これらの MPR 画像データには、視点移動制御部 11 から供給される視点及び視線方向の位置情報に基づいて視点マーカ生成部 14 が生成した視点マーカ Mk1 乃至 Mk3 と芯線方向に隣接するサブボリュームデータの境界を示す境界ライン Ct1 乃至 Ct3 が付加されている。一方、第 2 の表示データの右下領域には、フライスルー画像データ生成部 12 によって生成されたフライスルー画像データが示され、このフライスルー画像データにはサブボリュームデータの境界を示す境界ライン Ct4 が付加されている。

30

【0063】

尚、フライスルー画像データと共に表示される MPR 画像データは、視点が存在する 1 つのサブボリュームデータに基づいて生成されたものであってもよいが、図 9 に示したように、隣接する複数のサブボリュームデータに基づいて生成された複数の MPR 画像データを合成したものであってもよい。この場合、サブボリュームデータの境界を示す境界ラインを MPR 画像データ及びフライスルー画像データに付加することにより、芯線方向に移動する視点とサブボリュームデータの境界領域との位置関係を正確に把握することが可能となる。又、視点 - 境界間距離計測部 10 から供給される視点 - 境界間距離が、所定の値より短くなった場合、即ち、サブボリュームデータの境界に対して視点が所定距離以内に接近した場合、フライスルー画像データや視線マーカを異なる色調や明度を用いて表示してもよい。

40

【0064】

次に、走査制御部 16 は、被検体内の 3 次元領域におけるサブボリュームデータの収集

50

を目的とした３次元超音波走査を行なうための遅延時間制御を送信部３１の送信遅延回路３１２及び受信部３２の受信遅延回路３２３に対して行なう。一方、入力部１７は、操作パネル上に表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス、選択ボタン、入力ボタン等の入力デバイスを備え、被検体情報の入力、サブボリュームデータ生成条件の設定、ＭＰＲ画像データ生成条件／ＣＰＲ画像データ生成条件／フリスルー画像データ生成条件の設定、画像データ表示条件の設定、フリスルー画像データにおける分岐の選択、更には、各種指示信号の入力等を行なう。

【００６５】

システム制御部１８は、図示しないＣＰＵと入力情報記憶部を備え、入力部１７において入力あるいは設定された上述の各種情報は入力情報記憶部に保存される。一方、ＣＰＵは、上述の各種情報を用いて超音波診断装置１００が備える各ユニットを統括的に制御することにより当該被検体の３次元領域に対するサブボリュームデータの収集、サブボリュームデータの芯線情報あるいは管腔壁情報に基づく位置ズレ補正、位置ズレ補正されたサブボリュームデータに基づくフリスルー画像データの生成を実行させる。

【００６６】

（フリスルー画像データの生成／表示手順）

次に、本実施形態におけるフリスルー画像データの生成／表示手順につき図１０のフローチャートに沿って説明する。当該被検体に対するサブボリュームデータの収集に先立ち、超音波診断装置１００の操作者は、入力部１７において被検体情報を入力した後、サブボリュームデータ生成条件／ＭＰＲ画像データ生成条件／ＣＰＲ画像データ生成条件／フリスルー画像データ生成条件等の設定を行なう。そして、入力部１７における上述の入力情報や設定情報は、システム制御部１８が備える入力情報記憶部に保存される（図１０のステップＳ１）。

【００６７】

超音波診断装置１００に対する上述の初期設定が終了したならば、操作者は、超音波プローブ２の中心部を被検体内の３次元領域Ｓ１に対応する体表面の位置に配置した状態でサブボリュームデータ収集開始指示信号を入力部１７において入力し、この指示信号がシステム制御部１８へ供給されることにより、３次元領域Ｓ１に対するサブボリュームデータの収集が開始される（図１０のステップＳ２）。

【００６８】

このとき、超音波プローブ２の位置情報検出部２１は、超音波プローブ２の内部に設けられた複数の位置センサから供給される位置信号に基づいて３次元領域Ｓ１に対応する超音波プローブ２の位置情報（位置及び方向）を検出する（図１０のステップＳ３）。

【００６９】

サブボリュームデータの収集に際し、送信部３１のレートパルス発生器３１１は、システム制御部１８の制御信号に従って生成したレートパルスを送信遅延回路３１２へ供給する。送信遅延回路３１２は、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を集束するための遅延時間と最初の送受信方向（ $\theta 1$ 、 $\phi 1$ ）に超音波を送信するための遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスをＮｔチャンネルの駆動回路３１３へ供給する。次いで、駆動回路３１３は、送信遅延回路３１２から供給されたレートパルスに基づいて所定の遅延時間と形状を有した駆動信号を生成し、この駆動信号を超音波プローブ２において２次元配列されたＮｔ個の送信用振動素子へ供給して被検体の体内に送信超音波を放射する。

【００７０】

放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる臓器境界面や組織にて反射し、受信用振動素子によって受信されてＮｒチャンネルの電気的な受信信号に変換される。次いで、この受信信号は、受信部３２のプリアンプ３２１においてゲイン補正されＡ／Ｄ変換器３２２においてデジタル信号に変換された後、Ｎチャンネルの受信遅延回路３２３において所定の深さからの受信超音波を収束するための遅延時間と送受信方向（ $\theta 1$ 、 $\phi 1$ ）からの受信超音波に対し強い受信指向性を設定するための遅延時間が与えられ、

10

20

30

40

50

加算器 3 2 4 にて整相加算される。

【 0 0 7 1 】

一方、整相加算後の受信信号が供給された受信信号処理部 4 の包絡線検波器 4 1 及び対数変換器 4 2 は、この受信信号に対して包絡線検波と対数変換を行なって B モードデータを生成し、得られた B モードデータは送受信方向 ($\theta 1$ 、 $\phi 1$) の情報を付帯情報としてサブボリュームデータ生成部 5 の B モードデータ記憶部に保存される。

【 0 0 7 2 】

送受信方向 ($\theta 1$ 、 $\phi 1$) に対する B モードデータの生成と保存が終了したならば、超音波の送受信方向が ϕ 方向に $\Delta \phi$ ずつ更新された $\phi q = \phi 1 + (q - 1) \Delta \phi$ ($q = 2$ 乃至 Q) によって設定される送受信方向 ($\theta 1$ 、 $\phi 2$ 乃至 ϕQ) に対して超音波送受信を行ない、更に、送受信方向が θ 方向に $\Delta \theta$ ずつ更新された $\theta p = \theta 1 + (p - 1) \Delta \theta$ ($p = 2$ 乃至 P) によって設定される送受信方向 $\theta 2$ 乃至 θP の各々に対し上述の $\phi 1$ 乃至 ϕQ の超音波送受信を繰り返すことによって 3 次元走査が行なわれる。そして、これらの超音波送受信によって得られた B モードデータも上述の送受信方向を付帯情報として B モードデータ記憶部に保存される。

【 0 0 7 3 】

一方、サブボリュームデータ生成部 5 の補間処理部は、超音波データ記憶部から読み出した B モードデータを送受信方向 (θp 、 ϕq) に対応させて配列することにより 3 次元 B モードデータを生成し、更に、得られた 3 次元 B モードデータを補間処理してサブボリュームデータ $SV 1$ を生成する (図 1 0 のステップ S 4) 。

【 0 0 7 4 】

次に、管腔壁抽出部 6 は、サブボリュームデータ生成部 5 の補間処理部から供給されたサブボリュームデータ $SV 1$ のボクセル値の空間的変化量に基づいてサブボリュームデータ $SV 1$ に含まれた管腔臓器の内壁あるいは外壁を管腔壁として抽出し、芯線設定部 7 は、管腔壁抽出部 6 によって抽出された管腔壁の位置情報に基づいて管腔臓器の芯線を設定する (図 1 0 のステップ S 5) 。

【 0 0 7 5 】

そして、サブボリュームデータ生成部 5 において生成された 3 次元領域 $S 1$ のサブボリュームデータ $SV 1$ は、管腔壁抽出部 6 によって抽出された管腔壁の位置情報、芯線設定部 7 によって設定された芯線の位置情報及び超音波プローブ 2 の位置情報検出部 2 1 からシステム制御部 1 8 を介して供給された超音波プローブ 2 の位置情報を付帯情報としてサブボリュームデータ記憶部 8 に保存される (図 1 0 のステップ S 6) 。

【 0 0 7 6 】

一方、2次元画像データ生成部 1 3 の CPR 画像データ生成部 1 3 2 が備える CPR 断面形成部 1 3 5 は、3次元領域 $S 1$ において得られたサブボリュームデータ $SV 1$ に基づいて芯線設定部 7 が設定した芯線を含む曲面状の CPR 断面を形成する。そして、ボクセル抽出部 1 3 6 は、サブボリュームデータ生成部 5 から供給されるサブボリュームデータ $SV 1$ に上述の CPR 断面を設定し、この CPR 断面に存在するサブボリュームデータ $SV 1$ のボクセルを所定の投影面へ投影することにより狭範囲な CPR 画像データ $D b 1$ を生成する。そして、得られた CPR 画像データを表示部 1 5 のモニタに表示する (図 1 0 のステップ S 7) 。

【 0 0 7 7 】

3 次元領域 $S 1$ に対するサブボリュームデータ $SV 1$ の生成及び保存と CPR 画像データ $D b 1$ の生成及び表示が終了したならば、操作者は、表示部 1 5 に表示された CPR 画像データを参照して芯線方向に隣接する 3 次元領域 $S 2$ に対応した位置に超音波プローブ 2 を配置し、上述のステップ S 3 乃至ステップ S 7 を繰り返すことにより 3 次元領域 2 に対するサブボリュームデータ $SV 2$ の収集と CPR 画像データ $D b 2$ の生成を行なう。そして、このとき得られた CPR 画像データ $D b 2$ は、既に得られた CPR 画像データ $D b 1$ と合成されて表示部 1 5 に表示される。

【 0 0 7 8 】

10

20

30

40

50

以下、同様の手順を繰り返すことにより、所定範囲の3次元領域におけるサブボリュームデータの収集が完了するまでCPR画像データに基づいた超音波プローブ2の配置（即ち、3次元領域S3乃至SNの設定）、3次元領域S3乃至SNにおけるサブボリュームデータSV3乃至SVNの生成、サブボリュームデータSV3乃至SVNにおける管腔壁の抽出及び芯線の設定、管腔壁及び芯線の位置情報を付帯情報としたサブボリュームデータSV3乃至SVNの保存、3次元領域S3乃至SNにおけるCPR画像データDb3乃至DbNの生成及び合成表示を行なう（図10のステップS2乃至ステップS7）。

【0079】

所定範囲の管腔臓器に対するフライスルー画像データの生成に必要なサブボリュームデータSV1乃至SVNの生成と保存が終了したならば、視点-境界間距離計測部10は、サブボリュームデータ記憶部8から位置ズレ補正部9を介して供給されたサブボリュームデータSV1の前端部における芯線に視点を設定し、この視点とサブボリュームデータSV1の後端部までの距離を視点-境界間距離として計測する。そして、視点移動制御部11は、視点-境界間距離計測部10から供給される視点-境界間距離の計測結果に対応した移動速度を自己の移動速度テーブルの中から抽出し、この移動速度に従ってサブボリュームデータSV1の前端部に設定された上述の視点を芯線方向へ移動させる（図10のステップS8）。

【0080】

次いで、フライスルー画像データ生成部12の演算処理部は、自己のプログラム保管部から読み出した演算処理プログラムと視点移動制御部11から供給される視点及び視線方向の位置情報に基づき、サブボリュームデータ記憶部8から位置ズレ補正部9を介して供給されるサブボリュームデータSV1をレンダリング処理することによってフライスルー画像データを生成する（図10のステップS9）。

【0081】

一方、MPR画像データ生成部131のMPR断面形成部133は、視点移動制御部11から供給される視点の位置情報に基づき、サブボリュームデータSV1の芯線上を芯線方向へ移動する視点を含み互いに直交する3つのMPR断面を形成する。そして、ボクセル抽出部134は、サブボリュームデータ記憶部8から位置ズレ補正部9を介して供給されるサブボリュームデータSV1に上述のMPR断面を設定し、これらのMPR断面に存在するサブボリュームデータSV1のボクセルを抽出することによって第1のMPR画像データ乃至第3のMPR画像データを生成する（図10のステップS10）。又、視点マーカ生成部14は、視点移動制御部11から供給される視点及び視線方向の位置情報を付帯情報とした所定形状の視点マーカを生成する（図10のステップS11）。

【0082】

次に、表示部15の表示データ生成部は、フライスルー画像データ生成部12から供給されたフライスルー画像データとMPR画像データ生成部131から供給されたMPR画像データを合成した後所定の表示フォーマットに変換し、更に、視点マーカ生成部14において生成された視点マーカを上述のMPR画像データに付加することによって表示データを生成する。そして、データ変換部は、上述の表示データに対しD/A変換やテレビフォーマット変換等の変換処理を行なってモニタに表示する。

【0083】

但し、表示部15に表示された表示データのフライスルー画像データにおいて管腔臓器の分岐が認められた場合、操作者は、視点を継続して移動させる芯線方向を、例えば、入力部17の入力デバイスを用いて選択する（図10のステップS12）。

【0084】

そして、上述のステップS8乃至ステップS12の手順は、芯線方向へ移動する視点がサブボリュームデータSV1の後端部に到達するまで繰り返される。但し、視点の移動速度は、予め設定された速度テーブルに基づき、視点とサブボリュームデータSV1の前端部あるいは後端部との距離が短いほど低速となる。

【0085】

芯線上を芯線方向へ移動する視点がサブボリュームデータSV1の後端部に到達したならば、位置ズレ補正部9の線形位置ズレ補正部91が備える位置ズレ検出器911は、芯線、管腔壁及びサブボリュームデータの位置情報を付帯情報としてサブボリュームデータ記憶部8に保存されている各種サブボリュームデータの中からサブボリュームデータSV1に隣接したサブボリュームデータSV2をサブボリュームデータの位置情報に基づいて読み出す。次いで、サブボリュームデータSV2の芯線位置情報を所定方向に平行移動あるいは回転移動させながらサブボリュームデータSV1の芯線位置情報との相互相関係数を算出し、この相互相関係数に基づいてサブボリュームデータSV1に対するサブボリュームデータSV2の位置ズレを検出する。そして、線形位置ズレ補正部91の位置ズレ補正器912は、検出された位置ズレに基づいてサブボリュームデータSV2の位置ズレを線形位置ズレ補正することによりサブボリュームデータSV2xを生成する(図10のステップS13)。

10

【0086】

更に、位置ズレ補正部9の非線形位置ズレ補正部92が備える位置ズレ検出器921は、サブボリュームデータ記憶部8から読み出した上述のサブボリュームデータSV1における管腔壁位置情報と線形位置ズレ補正部91において得られた線形位置ズレ補正後のサブボリュームデータSV2xにおける管腔壁位置情報との相互相関処理により、サブボリュームデータSV1に対するサブボリュームデータSV2xの局所的な位置ズレ(歪み)を検出する。そして、非線形位置ズレ補正部92の位置ズレ補正器922は、検出された局所的な位置ズレに基づいて管腔壁近傍におけるサブボリュームデータSV2xの位置ズレ(歪み)を非線形位置ズレ補正することによりサブボリュームデータSV2yを生成する(図10のステップS14)。

20

【0087】

次いで、サブボリュームデータSV1の後端部近傍領域に到達した視点を線形位置ズレ補正及び非線形位置ズレ補正されたサブボリュームデータSV2yの前端部近傍領域における芯線に移動させたならば(図10のステップS8)、上述のステップS9乃至ステップS12を繰り返すことによりサブボリュームデータSV2yの芯線に沿って芯線方向に移動する視点を基準としたフライスルー画像データ及びMPR画像データの生成と視点マーカの生成を行ない、更に、これらのデータを合成することによって生成した表示データの表示を行なう。

30

【0088】

以下、同様の手順を繰り返すことにより、上述のステップS4において生成されたサブボリュームデータSV3乃至SVNの全てに対し芯線の位置情報に基づく線形位置ズレ補正と管腔壁の位置情報に基づく非線形位置ズレ補正を行なって隣接するサブボリュームデータ間の位置ズレ補正を行ない、位置ズレ補正後のサブボリュームデータを用いたフライスルー画像データ及びMPR画像データの生成と表示を行なう(図10のステップS8乃至ステップS14)。

【0089】

以上述べた本実施形態によれば、被検体内の3次元領域から収集された管腔臓器の走行方向に隣接する複数のサブボリュームデータに基づいて広範囲な領域におけるフライスルー画像データを生成する際、サブボリュームデータ間の位置ズレに起因して発生するフライスルー画像データの不連続を軽減することができる。

40

【0090】

特に、サブボリュームデータから抽出した管腔壁の位置情報あるいはこの管腔壁に基づいて設定した芯線の位置情報に基づいて隣接するサブボリュームデータの位置ズレを補正することにより、サブボリュームデータの境界における管腔臓器の位置ズレを正確に補正することが可能となり、連続性に優れたフライスルー画像データを収集することができる。

【0091】

又、フライスルー画像データの生成に際し管腔臓器の芯線に沿って芯線方向へ移動する

50

視点の移動速度を、視点とサブボリュームデータ境界面との距離（視点 - 境界間距離）に基づいて設定し、視点 - 境界間距離の短縮に伴って視点の移動速度を低速化することにより、表示部に表示されたフライスルー画像データにおける見かけ上の不連続を軽減することが可能となる。

【 0 0 9 2 】

更に、サブボリュームデータの芯線位置情報に基づく線形位置ズレ補正と管腔壁位置情報に基づく非線形位置ズレ補正を行なうことにより、複雑な位置ズレに対しても精度の高い位置ズレ補正が可能となり、良好なフライスルー画像データを得ることができる。

【 0 0 9 3 】

一方、複数からなるサブボリュームデータの収集と並行してこれらのサブボリュームデータに基づいて生成した狭範囲な C P R 画像データを合成表示することにより、管腔臓器の走行方向に連続した上述のサブボリュームデータを過不足なく収集することができる。

【 0 0 9 4 】

又、位置ズレ補正後のサブボリュームデータを用いて生成したフライスルー画像データに前記サブボリュームデータに基づいて生成した 1 つあるいは複数の M P R 画像データを合成して表示データを生成することにより、診断に有効な多くの画像情報を得ることが可能となり、更に、フライスルー画像データの視点位置を示す視点マーカやサブボリュームデータの境界を示す境界ラインを上述のフライスルー画像データや M P R 画像データに付加することにより視点とサブボリュームデータ境界面との位置関係を正確かつ容易に把握することができる。

【 0 0 9 5 】

以上、本開示の実施形態について述べてきたが、本開示は、上述の実施形態に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施形態における位置ズレ補正部 9 は、被検体から収集された複数のサブボリュームデータの中から隣接する 2 つのサブボリュームデータを超音波プローブ 2 の位置情報（サブボリュームデータの位置情報）に基づいて抽出し、これらのサブボリュームデータに対して芯線位置情報に基づく線形位置ズレ補正及び管腔壁位置情報に基づく非線形位置ズレ補正を行なう場合について述べたが、線形位置ズレ補正や非線形位置ズレ補正に先行して従来から行なわれてきたサブボリュームデータの生体組織情報を用いた位置ズレ補正を行なってもよい。この位置ズレ補正を追加することにより、線形位置ズレ補正や非線形位置ズレ補正に要する時間を短縮することができる。

【 0 0 9 6 】

又、線形位置ズレ補正に後続して非線形位置ズレ補正を行なう場合について述べたが、非線形位置ズレ補正を先行させてもよく、又、線形位置ズレ補正と非線形位置ズレ補正の何れか一方のみを実施しても構わない。

【 0 0 9 7 】

更に、上述の実施形態では、フライスルー画像データを用いて管腔臓器の分岐方向を選択する場合について述べたが、C P R 画像データ生成部 1 3 2 によって生成された狭範囲あるいは広範囲な C P R 画像データを用いて上述の分岐方向を選択してもよい。

【 0 0 9 8 】

又、被検体の管腔臓器に対するサブボリュームデータの収集が過不足なく行なわれているか否かのモニタリングを目的として C P R 画像データを生成する場合について述べたが、C P R 画像データの替わりに最大値投影画像データ、最小値投影画像データあるいは M P R 画像データ等の他の 2 次元画像データであっても構わない。特に、図 3 の x - y 平面に平行な投影面において最大値投影画像データや最小値投影画像データを生成することにより C P R 画像データと同等の効果を得ることができる。

【 0 0 9 9 】

一方、上述の実施形態では、隣接したサブボリュームデータに対する位置ズレ補正と位置ズレ補正されたサブボリュームデータに基づくフライスルー画像データの生成を略並行して行なう場合について述べたが、全てのサブボリュームデータに対する位置ズレ補正を

10

20

30

40

50

先行して行ない、位置ズレ補正された広範囲なボリュームデータを用いてフライスルー画像データを生成してもよい。この方法によれば、位置ズレ補正に多くの時間を要する場合においても時間的に連続したフライスルー画像データを得ることができる。

【0100】

又、CPR画像データを有する第1の表示データとフライスルー画像データ及びMPR画像データを有する第2の表示データを共通の表示部15に表示する場合について述べたが、異なる表示部において表示してもよい。又、サブボリュームデータ生成部5は、受信信号処理部4から供給されるBモードデータに基づいてサブボリュームデータを生成する場合について述べたが、カラードプラデータや組織ドプラデータ等の他の超音波データに基づいてサブボリュームデータを生成してもよい。

10

【0101】

更に、上述の実施形態では、芯線が設定されたサブボリュームデータに対して非線形位置ズレ補正を行う場合について述べたが、非線形位置ズレ補正を行った後に芯線を設定してもよい。かかる場合には、例えば、非線形位置ズレ補正部92の位置ズレ検出器921が、隣接するサブボリュームデータそれぞれの管腔壁の位置情報から管腔壁の位置ズレを検出する。そして、非線形位置ズレ補正部92の位置ズレ補正器922が、位置ズレ検出部921によって検出された位置ズレを非線形位置ズレ補正することにより、隣接するサブボリュームデータの管腔壁の位置ズレを補正する。その後、芯線設定部7は、管腔壁の位置ズレが補正された隣接するサブボリュームデータに含まれる管腔臓器に対して芯線を設定する。

20

【0102】

尚、本実施形態の超音波診断装置100に含まれる各ユニットは、例えば、CPU、RAM、磁気記憶装置、入力装置、表示装置等で構成されるコンピュータをハードウェアとして用いることでも実現することができる。例えば、超音波診断装置100の各ユニットを制御するシステム制御部18は、上記のコンピュータに搭載されたCPU等のプロセッサに所定の制御プログラムを実行させることにより各種機能を実現することができる。この場合、上述の制御プログラムをコンピュータに予めインストールしてもよく、又、コンピュータ読み取りが可能な記憶媒体への保存あるいはネットワークを介して配布された制御プログラムのコンピュータへのインストールであっても構わない。

【0103】

30

以上、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の省略、置き換え、変更を行なうことができる。これら実施形態やその変形例は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

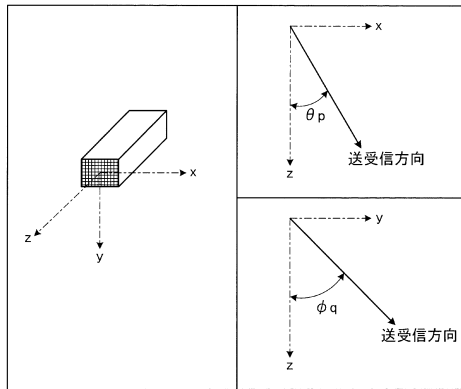
【0104】

- 2 ... 超音波プローブ
- 21 ... 位置情報検出部
- 3 ... 送受信部
- 31 ... 送信部
- 32 ... 受信部
- 4 ... 受信信号処理部
- 5 ... サブボリュームデータ生成部
- 6 ... 管腔壁抽出部
- 7 ... 芯線設定部
- 8 ... サブボリュームデータ記憶部
- 9 ... 位置ズレ補正部
- 10 ... 視点 - 境界間距離計測部

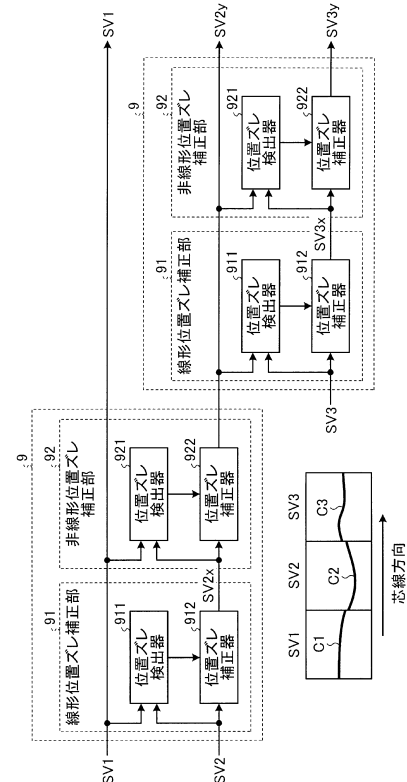
40

50

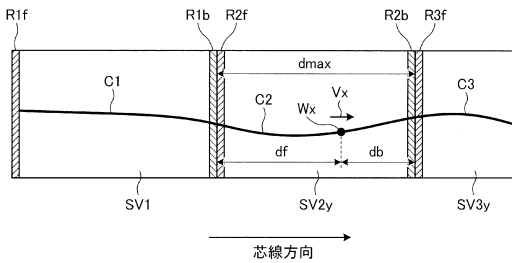
【図3】



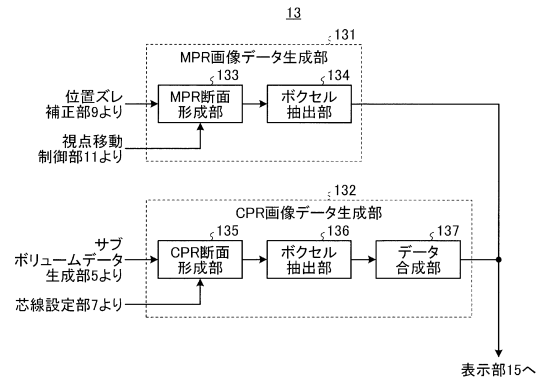
【図4】



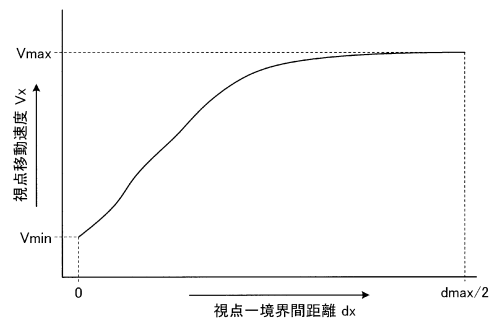
【図5】



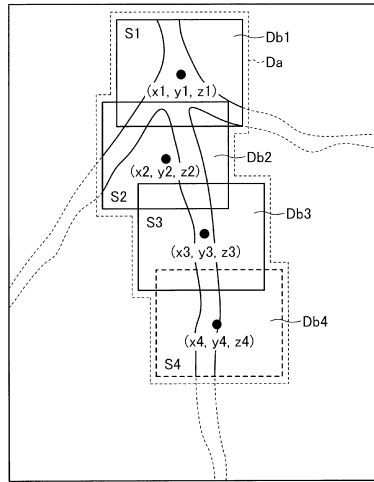
【図7】



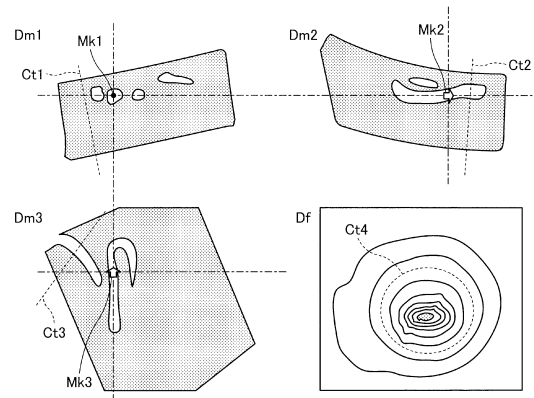
【図6】



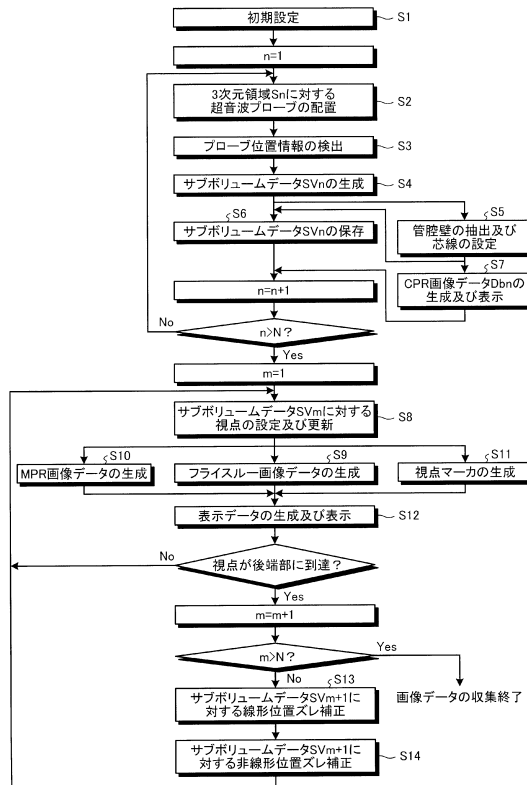
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 0 8 1 2 0 2 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 1 5 6 0 8 6 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 1 5 4 9 4 4 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 1 6 5 7 1 8 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 2 7 5 2 5 8 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 9 / 1 1 9 6 9 1 (W O , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声波诊断装置，计算机程序和控制方法		
公开(公告)号	JP6121807B2	公开(公告)日	2017-04-26
申请号	JP2013120986	申请日	2013-06-07
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	石井秀明 若井智司 篠田健輔		
发明人	石井 秀明 若井 智司 篠田 健輔		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/12 A61B8/14 A61B8/4263 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/523 A61B8/5269 A61B8/54 G01S7/52065 G01S15/8993 G06T15/08 G06T19/003 G06T2210/41		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/BB17 4C601/BB27 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/GB06 4C601/JC20 4C601/JC22 4C601/JC23 4C601/JC33 4C601/KK09		
优先权	2012136412 2012-06-15 JP		
其他公开文献	JP2014014659A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6121807号 (P6121807)
	(45) 発行日 平成29年4月26日 (2017. 4. 26)	(24) 登録日 平成29年4月7日 (2017. 4. 7)	
	(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 0 0 (2006. 01)	F 1 A 6 1 B 8 / 0 0	
	請求項の数 17 (全 23 頁)		
	最終頁に続く		
(21) 出願番号 (22) 出願日 (65) 公開番号 (43) 公開日 審査請求日 (31) 優先権主張番号 (32) 優先日 (33) 優先権主張国	特願2013-120986 (P2013-120986) 平成25年6月7日 (2013. 6. 7) 特開2014-14659 (P2014-14659A) 平成26年1月30日 (2014. 1. 30) 平成28年3月31日 (2016. 3. 31) 特願2012-136412 (P2012-136412) 平成24年6月15日 (2012. 6. 15) 日本国 (JP)	(73) 特許権者 594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 樹木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 (74) 代理人 110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所 (72) 発明者 石井 秀明 樹木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内 若井 智司 (72) 発明者 樹木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内 篠田 健輔 (72) 発明者 樹木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内	
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、コンピュータプログラム及び制御方法			