

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5395538号
(P5395538)

(45) 発行日 平成26年1月22日(2014.1.22)

(24) 登録日 平成25年10月25日(2013.10.25)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00
G 0 6 T 1/00 (2006.01) G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 11 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2009-155323 (P2009-155323)
 (22) 出願日 平成21年6月30日(2009.6.30)
 (65) 公開番号 特開2011-10715 (P2011-10715A)
 (43) 公開日 平成23年1月20日(2011.1.20)
 審査請求日 平成24年5月29日(2012.5.29)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (73) 特許権者 594164531
 東芝医用システムエンジニアリング株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 110001380
 特許業務法人東京国際特許事務所
 (74) 代理人 100149803
 弁理士 藤原 康高

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像データ表示用制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対する3次元走査によって収集したボリュームデータに基づいて管腔臓器の仮想内視鏡画像データを生成する超音波診断装置において、
 前記ボリュームデータに対して3次元関心領域を設定する関心領域設定手段と、
 前記ボリュームデータに基づいてこのボリュームデータにおける前記管腔臓器の芯線を設定する芯線設定手段と、
 前記3次元関心領域の基準面と前記芯線とが交叉する基準点を検出する基準点検出手段と、
 前記基準点に基づいて視点及び視線方向を設定する視点・視線方向設定手段と、
 前記視点及び前記視線方向に基づいて前記ボリュームデータを処理し前記仮想内視鏡画像データを生成する仮想内視鏡画像データ生成手段と、
 生成された前記仮想内視鏡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2】

前記3次元関心領域の基準面を指定する基準面指定手段を備え、前記基準面指定手段は、前記ボリュームデータにおける前記管腔臓器が交叉する前記3次元関心領域の側面を前記基準面として指定することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記ボリュームデータのボクセル値に基づいて前記管腔臓器の輪郭を抽出する輪郭抽出

手段を備え、前記芯線設定手段は、前記輪郭抽出手段が抽出した輪郭情報に基づいて前記管腔臓器の芯線を設定することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記視点・視線方向設定手段は、前記基準点検出手段が検出した前記基準点とこの基準点における前記芯線の接線方向とに基づいて前記視点及び前記視線方向を設定することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記視点・視線方向設定手段は、前記接線方向あるいは前記接線方向から所定角度傾斜した方向において前記基準点から所定距離離れた位置に前記視点を設定し、前記視点から前記基準点に向けて前記視線方向を設定することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記視点・視線方向設定手段は、前記基準点に前記視点を設定し、前記基準点における前記芯線の接線方向あるいは前記接線方向から所定角度傾斜した方向に対して前記視線方向を設定することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記基準点を含み前記芯線に垂直な M P R 断面を前記ボリュームデータに対して設定する M P R 断面設定手段と、前記 M P R 断面における前記ボリュームデータのボクセルを抽出して 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 M P R 画像データと前記仮想内視鏡画像データとを合成して表示することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 8】

前記ボリュームデータをレンダリング処理して 3 次元画像データを生成する 3 次元画像データ生成手段を備え、前記表示手段は、前記仮想内視鏡画像データあるいは前記 M P R 画像データが重畳された前記仮想内視鏡画像データと前記 3 次元画像データを並列表示することを特徴とする請求項 1 又は請求項 7 に記載した超音波診断装置。

【請求項 9】

前記表示手段は、前記仮想内視鏡画像データを表示するモニタを備え、前記仮想内視鏡画像データにおける前記基準点が、常に、前記モニタの所定位置に配置されるように前記仮想内視鏡画像データを表示することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 10】

前記仮想内視鏡画像データ生成手段は、前記ボリュームデータを前記視点及び前記視線方向に基づいてレンダリング処理することによって前記仮想内視鏡画像データを生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

被検体に対する 3 次元走査によって収集したボリュームデータに基づいて管腔臓器の仮想内視鏡画像データを生成する超音波診断装置に対し、
前記ボリュームデータに対して 3 次元関心領域を設定する関心領域設定機能と、
前記ボリュームデータに基づいてこのボリュームデータにおける前記管腔臓器の芯線を設定する芯線設定機能と、
前記 3 次元関心領域の基準面と前記芯線とが交叉する基準点を検出する基準点検出機能と、
前記基準点に基づいて視点及び視線方向を設定する視点・視線方向設定機能と、
前記視点及び前記視線方向に基づいて前記ボリュームデータを処理し前記仮想内視鏡画像データを生成する仮想内視鏡画像データ生成機能と、
生成された前記仮想内視鏡画像データを表示する表示機能を実行させることを特徴とする画像データ表示用制御プログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、超音波診断装置及び画像データ表示用制御プログラムに係り、特に、被検体に対する3次元走査によって収集したボリュームデータに基づいて仮想内視鏡画像データを生成する超音波診断装置及び画像データ表示用制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに設けられた振動素子から発生する超音波パルスが被検体内に放射し、被検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生体情報を収集するものであり、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で画像データのリアルタイム表示が可能となるため、各種臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

10

【0003】

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（Multi-Planar Reconstruction）画像データ等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と視線方向を仮想的に設定し、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（フライスルー）画像データ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。）。

20

【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。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

30

【特許文献1】特開2005-110973号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

超音波診断装置によって収集されたボリュームデータに上述の特許文献1に記載された方法を適用することにより、仮想内視鏡画像データのリアルタイム観察が可能となる。しかしながら、仮想内視鏡画像データの生成に必要な視点や視線方向をボリュームデータに対して設定する際、従来は、このボリュームデータに対して任意に設定されたスライス断面にてMPR画像データを収集し、管腔臓器の縦断面が示されたMPR画像データに基づいて上述の視点及び視線方向を設定する方法が一般に行なわれてきた。そして、超音波プローブを被検体の体表面上で移動させながら仮想内視鏡画像データの観察を連続的に行なう場合、超音波プローブの移動に伴って上述の煩雑な方法による視点及び視線方向の更新を繰り返す必要があり、従って、仮想内視鏡画像データのリアルタイム観察が困難になるという問題点を有していた。

40

【0008】

本発明は、上述の問題点を鑑みてなされたものであり、その目的は、被検体から収集したボリュームデータに基づいて仮想内視鏡画像データを生成する際、超音波プローブの移動に伴ってその位置が更新される前記ボリュームデータに設定された3次元関心領域の基準面と前記ボリュームデータにおける管腔臓器の芯線との交点に基づいて視点及び視線方向を自動設定することにより、超音波プローブの位置が移動しても好適な方向からの仮想

50

内視鏡画像データを常時観察することが可能な超音波診断装置及び画像データ表示用制御プログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対する3次元走査によって収集したボリュームデータに基づいて管腔臓器の仮想内視鏡画像データを生成する超音波診断装置において、前記ボリュームデータに対して3次元関心領域を設定する関心領域設定手段と、前記ボリュームデータに基づいてこのボリュームデータにおける前記管腔臓器の芯線を設定する芯線設定手段と、前記3次元関心領域の基準面と前記芯線とが交叉する基準点を検出する基準点検出手段と、前記基準点に基づいて視点及び視線方向を設定する視点・視線方向設定手段と、前記視点及び前記視線方向に基づいて前記ボリュームデータを処理し前記仮想内視鏡画像データを生成する仮想内視鏡画像データ生成手段と、生成された前記仮想内視鏡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。

10

【0010】

又、請求項11に係る本発明の画像データ表示用制御プログラムは、被検体に対する3次元走査によって収集したボリュームデータに基づいて管腔臓器の仮想内視鏡画像データを生成する超音波診断装置に対し、前記ボリュームデータに対して3次元関心領域を設定する関心領域設定機能と、前記ボリュームデータに基づいてこのボリュームデータにおける前記管腔臓器の芯線を設定する芯線設定機能と、前記3次元関心領域の基準面と前記芯線とが交叉する基準点を検出する基準点検出機能と、前記基準点に基づいて視点及び視線方向を設定する視点・視線方向設定機能と、前記視点及び前記視線方向に基づいて前記ボリュームデータを処理し前記仮想内視鏡画像データを生成する仮想内視鏡画像データ生成機能と、生成された前記仮想内視鏡画像データを表示する表示機能を実行させることを特徴としている。

20

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、被検体から収集したボリュームデータに基づいて仮想内視鏡画像データを生成する際、超音波プローブの移動に伴ってその位置が更新される前記ボリュームデータに設定された3次元関心領域の基準面と前記ボリュームデータにおける管腔臓器の芯線との交点に基づいて視点及び視線方向を自動設定することにより、超音波プローブの位置が移動しても好適な方向からの仮想内視鏡画像データを常時観察することが可能となる。このため、診断精度と診断効率が大幅に向上する。

30

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の実施例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】同実施例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】同実施例の超音波プローブが備える振動素子の配列方向と超音波送受信方向を説明するための図。

40

【図4】同実施例の超音波診断装置が備えるボリュームデータ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

【図5】同実施例のボリュームデータ生成部が生成するボリュームデータと、このボリュームデータに対して関心領域設定部が設定する3次元関心領域を示す図。

【図6】同実施例の基準点検出部が3次元関心領域の基準面において検出する基準点と、この基準点に基づいて視点・視線方向設定部が設定する視点及び視線方向の具体例を示す図。

【図7】同実施例のボリュームデータに対して設定される仮想内視鏡画像データの生成領域を説明するための図。

【図8】同実施例のMPR断面設定部によりボリュームデータに対して設定されるMPR

50

断面を示す図。

【図 9】同実施例の表示部が仮想内視鏡画像データと M P R 画像データとの合成によって生成する表示データの具体例を示す図。

【図 10】同実施例における仮想内視鏡画像データの生成 / 表示手順を示すフローチャート。

【図 11】同実施例の視点・視線方向設定部がボリュームデータに対して設定する視点及び視線方向の変形例を示す図。

【図 12】同実施例の表示部が生成する第 2 の表示データの変形例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0014】

本実施例における超音波診断装置は、先ず、被検体に対する 3 次元走査によって収集されたボリュームデータにおける管腔臓器の輪郭を抽出し、この輪郭情報に基づいて管腔臓器の芯線を設定する。又、前記ボリュームデータに対し所定サイズの 3 次元関心領域を設定し、この 3 次元関心領域における基準面と前記芯線とが交叉する基準点を検出する。次いで、前記基準点における芯線の接線方向に視点を設定し、更に、この視点から前記基準点に向けて視線方向を設定する。そして、上述の視点及び視線方向に基づき、前記ボリュームデータをレンダリング処理して仮想内視鏡画像データを生成し表示部のモニタに表示する。

【0015】

尚、以下の実施例では、複数の振動素子が 2 次元配列された、所謂 2 次元アレイ超音波プローブによって収集した 3 次元的な B モードデータに基づいてボリュームデータを生成する場合について述べるが、これに限定されるものではなく、例えば、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ことによって収集したボリュームデータであってもよい。又、B モードデータの替わりにカラードプラデータ等の他の超音波データに基づいたボリュームデータであっても構わない。

【0016】

(装置の構成)

本実施例における超音波診断装置の構成につき図 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 及び図 4 は、この超音波診断装置が備える送受信部 / 受信信号処理部及びボリュームデータ生成部の具体的な構成を示すブロック図である。

【0017】

図 1 に示す本実施例の超音波診断装置 100 は、被検体の管腔臓器を含む 3 次元領域に対して超音波パルス (送信超音波) を送信し前記被検体から得られた超音波反射波 (受信超音波) を電気信号 (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 3 と、被検体の所定方向に対して超音波パルスを送信するための駆動信号を前記振動素子に供給しこれらの振動素子から得られる複数チャンネルの受信信号を整相加算する送受信部 2 と、整相加算後の受信信号を信号処理して超音波データとしての B モードデータを生成する受信信号処理部 4 と、被検体に対する 3 次元走査によって得られた B モードデータを超音波送受信方向に対応させて配列することにより 3 次元データ (ボリュームデータ) を生成するボリュームデータ生成部 5 を備えている。

【0018】

又、超音波診断装置 100 は、上述のボリュームデータのボクセル値に基づいてこのボリュームデータにおける管腔臓器の輪郭を抽出する輪郭抽出部 6 と、得られた管腔臓器の輪郭情報に基づいて管腔臓器の中心軸 (以下では、芯線と呼ぶ。) を設定する芯線設定部 7 と、前記ボリュームデータに対して所定サイズの 3 次元関心領域を設定する関心領域設定部 8 と、この 3 次元関心領域の基準面と前記芯線との交点 (以下では、基準点と呼ぶ。

10

20

30

40

50

)を検出する基準点検出部9と、この基準点に基づいて仮想内視鏡画像データの生成に必要な視点及び視線方向を設定する視点・視線方向設定部10と、ボリュームデータに対し上述の視点及び視線方向を基準とするレンダリング処理を行なって仮想内視鏡画像データを生成する仮想内視鏡画像データ生成部11を備えている。

【0019】

更に、超音波診断装置100は、上述の基準点を含み前記芯線に垂直なMPR断面を前記ボリュームデータに対して設定するMPR断面設定部12と、このMPR断面における前記ボリュームデータのボクセルを抽出して管腔臓器の横断面を示すMPR画像データを生成するMPR画像データ生成部13と、前記ボリュームデータをレンダリング処理して3次元画像データを生成する3次元画像データ生成部14と、上述の仮想内視鏡画像データ、MPR画像データ及び3次元画像データ等を表示する表示部15と、被検体情報の入力、ボリュームデータ生成条件の設定、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部16と、当該3次元走査における超音波送受信方向を制御する走査制御部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。

10

【0020】

以下に、本実施例の超音波診断装置100が備える上述の各ユニットの構成と機能につき更に詳しく説明する。

【0021】

超音波プローブ3は、2次元配列されたM個の図示しない振動素子とその先端部に有し、前記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。振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス(駆動信号)を超音波パルス(送信超音波)に変換し、受信時には超音波反射波(受信超音波)を電氣的な受信信号に変換する機能を有している。そして、これら振動素子の各々は、図示しないMチャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部2に接続されている。尚、本実施例では、M個の振動素子が2次元配列されたセクタ走査用の超音波プローブ3を用いてボリュームデータを収集する場合について述べるが、リニア走査やコンベックス走査等に対応した超音波プローブを用いても構わない。

20

【0022】

次に、図2に示す送受信部2は、超音波プローブ3の振動素子に対して駆動信号を供給する送信部21と、振動素子から得られた受信信号に対して整相加算を行なう受信部22を備えている。

30

【0023】

送信部21は、レートパルス発生器211、送信遅延回路212及び駆動回路213を備え、レートパルス発生器211は、送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを生成して送信遅延回路212へ供給する。送信遅延回路212は、送信に使用されるMt個の振動素子と同数の独立な遅延回路から構成され、送信超音波を所定の深さに集束するための集束用遅延時間と所定の方向(xp、yq)に送信するための偏向用遅延時間をレートパルスに与えて駆動回路213へ供給する。駆動回路213は、送信遅延回路212と同数の独立な駆動回路を有し、超音波プローブ3にて2次元配列されたM個の振動素子の中から送信用として選択されたMt個の振動素子を前記レートパルスに基づいて生成した駆動信号で駆動して被検体内に送信超音波を放射する。

40

【0024】

一方、受信部22は、超音波プローブ3に内蔵されたM個の振動素子の中から受信用として選択されたMr個の振動素子に対応するMrチャンネルのA/D変換器221及び受信遅延回路222と加算器223を備え、受信用振動素子から供給されるMrチャンネルの受信信号は、A/D変換器221にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路222に送られる。

【0025】

受信遅延回路222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、方向(xp、yq)に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間をA/

50

D変換器221から出力されたMrチャンネルの受信信号の各々に与え、加算器223は、受信遅延回路222からの受信信号を加算合成する。即ち、受信遅延回路222と加算器223により、方向(xp、yq)から得られた受信信号は整相加算される。又、受信部22の受信遅延回路222及び加算器223は、その遅延時間の制御によって複数方向に対する受信指向性を同時に形成する、所謂、並列同時受信を可能とし、並列同時受信法の適用により3次元走査に要する時間は大幅に短縮される。尚、上述の送受信部2が備える送信部21及び受信部22の一部は、超音波プローブ3の内部に設けられていても構わない。

【0026】

図3は、超音波プローブ3の中心軸をz軸とした直交座標系[x、y、z]における超音波送受信方向(xp、yq)を示したものであり、この場合、振動素子31はx軸方向及びy軸方向に2次元配列され、xp及びyqは、x-z平面及びy-z平面に投影された超音波送受信方向のz軸に対する角度を示している。そして、走査制御部17から供給される走査制御信号に従って送信部21の送信遅延回路212及び受信部22の受信遅延回路222における遅延時間が制御され、被検体の診断対象部位(管腔臓器)を含む3次元領域の方向(xp、yq)(xp = x1 + (p - 1)x(p = 1 ~ P)、yq = y1 + (q - 1)y(q = 1 ~ Q))に対し超音波送受信が順次行なわれる。

【0027】

図2へ戻って、受信信号処理部4は、受信部22の加算器223から出力される整相加算後の受信信号を信号処理することにより超音波データとしてのBモードデータを生成する機能を有し、前記受信信号を包絡線検波する包絡線検波器41と、包絡線検波後の受信信号を対数変換する対数変換器42を備えている。但し、包絡線検波器41と対数変換器42は順序を入れ替えて構成してもよい。

【0028】

次に、図1に示したボリュームデータ生成部5の具体的な構成につき図4を用いて説明する。このボリュームデータ生成部5は、超音波データ記憶部51、補間処理部52及びボリュームデータ記憶部53を備えている。

【0029】

超音波データ記憶部51には、当該被検体に対する3次元走査によって得られた受信信号に基づいて受信信号処理部4が生成した複数の超音波データ(Bモードデータ)がシステム制御部18から供給される超音波送受信方向(xp、yq)の情報を付帯情報として順次保存される。一方、補間処理部52は、超音波データ記憶部51から読み出した複数の超音波データを超音波送受信方向(xp、yq)に対応させて配列することにより3次元超音波データを形成し、更に、この3次元超音波データを構成する不等間隔のボクセルを補間処理して等方的なボクセルで構成されるボリュームデータを生成する。そして、得られたボリュームデータは、ボリュームデータ記憶部53に保存される。

【0030】

一方、図1の輪郭抽出部6は、前記ボリュームデータのボクセル値の空間的な変化量に基づいて、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の輪郭を抽出する。例えば、前記ボリュームデータに対して空間的な微分処理と積分処理を行ない、微分処理されたボリュームデータと積分処理されたボリュームデータとの減算処理、あるいは、微分処理前のボリュームデータと微分処理後のボリュームデータとの減算処理等により管腔臓器の輪郭抽出が可能となるが、これらの方法に限定されない。

【0031】

一方、芯線設定部7は、輪郭抽出部6によって抽出された管腔臓器の輪郭データに基づいてこの管腔臓器の芯線を設定する機能を有し、例えば、表示部15に表示される後述の3次元画像データに基づいて設定されたボリュームデータの管腔臓器内における起点を基準として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臓器の輪郭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

10

20

30

40

50

選定する。

【 0 0 3 2 】

次いで、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、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方法を適用しても構わない。

【 0 0 3 3 】

次に、関心領域設定部 8 は、被検体に対する 3 次元走査によって収集されたポリウムデータに対して 3 次元関心領域を自動設定する機能を有している。図 5 は、当該被検体から収集されたポリウムデータ V_d と、このポリウムデータに対して設定された 3 次元関心領域 R_i を示したものであり、既に述べたように、ポリウムデータ V_d は、 x 方向の走査領域 x_a ($x_a = (P - 1) \times$) 及び y 方向の走査領域 y_a ($y_a = (Q - 1) \times y$) において収集される。

【 0 0 3 4 】

このようなポリウムデータ V_d に対し関心領域設定部 8 は、入力部 1 6 からシステム制御部 1 8 を介して供給されるポリウムデータの生成条件に基づいて x 方向の領域 x_b 及び y 方向の領域 y_b (但し、 $x_b \leq x_a$ 、 $y_b \leq y_a$) に対し 3 次元関心領域 R_i を設定する。尚、上述の領域 x_b 及び領域 y_b は、例えば、 x_b / x_a や y_b / y_a が所定の値になるようにポリウムデータの大きさに基づいて設定してもよく、又、ポリウムデータの大きさに関係無く所定の大きさに設定しても構わない。

【 0 0 3 5 】

図 1 へ戻って、基準点検出部 9 は、入力部 1 6 によって指定された 3 次元関心領域の基準面と芯線設定部 7 によって設定された管腔臓器の芯線とが交叉する基準点を検出する。一方、視点・視線方向設定部 1 0 は、基準点検出部 9 によって検出された基準面上の基準点とこの基準点における芯線の接線とに基づいて仮想内視鏡画像データの生成に必要な視点及び視線方向を設定する。具体的には、芯線設定部 7 によって設定された芯線の基準点における接線方向を検出し、この接線方向において基準点から所定距離だけ離れた位置に視点を、更に、この視点から基準点へ視線方向を夫々設定する。

【 0 0 3 6 】

次に、基準点検出部 9 によって検出される基準点と、視点・視線方向設定部 1 0 によって設定される視点及び視線方向の具体例につき図 6 を用いて更に詳しく説明する。図 5 において既に述べたように、関心領域設定部 8 は、当該被検体に対する 3 次元走査によって収集されたポリウムデータ V_d に対し所定サイズ (即ち、領域 x_b 及び領域 y_b) の 3 次元関心領域 R_i を設定し、芯線設定部 7 は、前記ポリウムデータ V_d における管腔臓器の輪郭情報 C_t に基づいて芯線 L_c を設定する。次いで、上述の基準点検出部 9 は、3 次元関心領域 R_i の基準面 S と芯線 L_c とが交叉する基準点 P_o を検出する。そして、視点・視線方向設定部 1 0 は、この基準点 P_o における芯線 L_c の接線方向を検出し、この接線方向において基準点 P_o から距離 R だけ離れた位置に視点 P_v を、又、この視点 P_v から基準点 P_o に向って視線方向 D_v を夫々設定する。

【 0 0 3 7 】

再び図 1 へ戻って、仮想内視鏡画像データ生成部 1 1 は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、前記記憶回路には、ポリウムデータを用いて仮想内視鏡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、前記演算回路は、ポリウムデータ生成部 5 のポリウムデータ記憶部 5 3 に保存されている当該被検体のポリウムデータと前記記憶回路に保管されている演算処理プログラムを読み出し、関心領域設定部 8 から供給される 3 次元関心領域情報と視点・視線方向設定部 1 0 から供給される視点及び視線方向の情報に基づいて前記ポリウムデータをレンダリング処理し仮想内視鏡画

10

20

30

40

50

像データを生成する。

【0038】

図7は、ボリュームデータVdに対して設定される仮想内視鏡画像データの画像データ生成領域Rfを示したものであり、上述のように、基準面S上の基準点Poにおける芯線Lcの接線上に視点Pvと視線方向Dvが設定され、更に、視線方向Dvを中心としてx'方向の視野範囲x'm及びy'方向の視野範囲y'mが設定される。そして、仮想内視鏡画像データ生成部11の演算回路は、ボリュームデータVdに設定された視野範囲x'm及び視野範囲y'mに含まれる画像データ生成領域Rfのボリュームデータを抽出し、得られたボリュームデータを視点Pv及び視線方向Dvに基づいてレンダリング処理し仮想内視鏡画像データを生成する。この場合、基準面Sにおける管腔臓器の輪郭Ctが画像データ生成領域Rfに含まれるようにx'方向の視野範囲x'm及びy'方向の視野範囲y'mが入力部16において設定される。

10

【0039】

この場合、視点Pvから基準点Poまでの距離を長く設定した場合には、平行投影の仮想内視鏡画像データが生成され、上述の距離を短く設定した場合には、遠近感を有する透視投影の仮想内視鏡画像データが生成される。

【0040】

一方、図1のMPR断面設定部12は、ボリュームデータ生成部5のボリュームデータ記憶部53に保存されているボリュームデータを読み出し、3次元関心領域の基準平面と芯線とが交叉する位置に設定された基準点を含み、芯線に対して垂直(即ち、上述の接線方向に対して垂直)なMPR断面を上述のボリュームデータに対して設定する。図8は、このときボリュームデータに対して設定されるMPR断面を示したものであり、上述のように、基準点検出部9が検出した3次元関心領域Riの基準面Sと芯線Lcとが交叉する基準点Poを含み芯線Lcに対して垂直なMPR断面Pmがボリュームデータに対して設定される。このとき設定されるMPR断面Pmと3次元関心領域Riの基準面Sとは必ずしも一致しない。

20

【0041】

次に、図1のMPR画像データ生成部13は、MPR断面設定部12によって設定されたMPR断面あるいはその近傍に位置するボリュームデータのボクセルを抽出し、これらのボクセルに対してフィルタリング処理や補間処理等のデータ処理を行なって管腔臓器の横断面を示すMPR画像データを生成する。

30

【0042】

一方、3次元画像データ生成部14は、例えば、図示しない不透明度・色調設定部及びレンダリング処理部を備え、前記不透明度・色調設定部は、ボリュームデータ生成部5のボリュームデータ記憶部53から読み出したボリュームデータのボクセル値に基づいて不透明度や色調を設定する。一方、前記レンダリング処理部は、上述のボリュームデータを前記不透明度・色調設定部が設定した不透明度や色調に基づいてレンダリング処理し、ボリュームレンダリング画像データあるいはサーフェスレンダリング画像データ等の3次元画像データを生成する。

【0043】

表示部15は、表示データ生成部151、データ変換部152及びモニタ153を備え、表示データ生成部151は、3次元画像データ生成部14が生成した3次元画像データに関心領域設定部8が設定した3次元関心領域の情報を重畳して基準面の指定を目的とした第1の表示データを生成する。更に、表示データ生成部151は、仮想内視鏡画像データ生成部11が生成した仮想内視鏡画像データとMPR画像データ生成部13が生成したMPR画像データを合成し、被検体情報等の付帯情報を付加して当該被検体の診断を目的とした第2の表示データを生成する。そして、データ変換部152は、表示データ生成部151によって生成された第1の表示データ及び第2の表示データに対し表示フォーマット変換やD/A変換等の変換処理を行なってモニタ153に表示する。

40

【0044】

50

図9は、表示データ生成部151において生成される第2の表示データの具体例を示したものであり、仮想内視鏡画像データIeにおける基準点Po（即ち、視線方向Dv）とMPR画像データImにおける基準点Poが一致するように夫々の画像データが合成され、その周囲には図示しない被検体情報や画像データ生成条件等の付帯情報が付加される。即ち、第2の表示データは、基準点Poを含み芯線に垂直なMPR断面にて収集された管腔臓器及びその周辺臓器の横断面を示すMPR画像データImに、視点Pv及び視線方向Vdを基準としx'方向の視野範囲x'm及びy'方向の視野範囲y'mにて収集された当該管腔臓器の内壁面を示す仮想内視鏡画像データIeを重畳して生成される。この場合、超音波プローブ3の移動に関わらず、基準点Poは、常にモニタ153の中央部に表示されるように表示データの生成が行なわれる。

10

【0045】

次に、図1の入力部16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、3次元関心領域の基準面を指定する基準面指定機能161及びボリュームデータの管腔臓器内に芯線の設定を目的とした起点を設定する起点設定機能162を備えている。更に、被検体情報の入力、ボリュームデータ生成条件の設定、3次元画像データ生成条件、仮想内視鏡画像データ生成条件及びMPR画像データ生成条件の設定、基準点と視点との距離Rの設定、視野範囲x'm及び視野範囲y'mの設定、各種コマンド信号の入力等も上述の表示パネルや入力デバイスを用いて行なわれる。

【0046】

20

走査制御部17は、当該被検体の3次元領域に対し超音波の送受信を順次行なうための遅延時間制御を送信部21の送信遅延回路212及び受信部22の受信遅延回路222に対して行なう。一方、システム制御部18は、図示しないCPUと記憶回路を備え、前記記憶回路には、入力部16において入力/設定/指定された上述の各種情報が保存される。そして、前記CPUは、上述の各種情報に基づいて超音波画像診断装置100の各ユニットを統括的に制御し、仮想内視鏡画像データ、3次元画像データ及びMPR画像データの生成と表示を行なう。

【0047】

（仮想内視鏡画像データの生成/表示手順）

次に、本実施例における仮想内視鏡画像データの生成/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。

30

【0048】

当該被検体の超音波検査に先立ち超音波診断装置100の操作者は、入力部16において被検体情報の入力、ボリュームデータ生成条件の設定、3次元画像データ生成条件の設定、仮想内視鏡画像データ生成条件の設定、MPR画像データ生成条件の設定、視野範囲x'm及び視野範囲y'mの設定、基準点と視点との距離Rの設定等を行ない、超音波プローブ3を被検体体表面の好適な位置に配置する（図10のステップS1）。

【0049】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、入力部16にて超音波検査の開始コマンドを入力し（図10のステップS2）、このコマンド信号がシステム制御部18に供給されることにより、被検体の診断対象部位（管腔臓器）に対するボリュームデータの収集が開始される。

40

【0050】

即ち、図2に示した送信部21のレートパルス発生器211は、システム制御部18から供給される基準信号を分周してレートパルスを生成し送信遅延回路212に供給する。送信遅延回路212は、所定の深さに超音波を集束するための集束用遅延時間と、最初の送受信方向（x1、y1）に超音波を送信するための偏向用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Mtチャンネルの駆動回路213に供給する。次いで、駆動回路213は、送信遅延回路212から供給されたレートパルスに基づいて駆動信号を生成し、この駆動信号を超音波プローブ3におけるMt個の送信用振動素子に供給して

50

被検体内に送信超音波を放射する。

【 0 0 5 1 】

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被検体の臓器境界面や組織にて反射し、超音波プローブ 3 に設けられた M_r 個の受信用振動素子によって受信され M_r チャンネルの電氣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 2 2 の A / D 変換器 2 2 1 においてデジタル信号に変換され、更に、 M_r チャンネルの受信遅延回路 2 2 2 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集束用遅延時間と送受信方向 (x_1 、 y_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偏向用遅延時間が与えられた後加算器 2 2 3 にて整相加算される。

【 0 0 5 2 】

そして、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超音波データとしての B モードデータを生成し、ボリュームデータ生成部 5 の超音波データ記憶部 5 1 に送受信方向 (x_1 、 y_1) を付帯情報として保存する。

【 0 0 5 3 】

送受信方向 (x_1 、 y_1) における超音波データの生成と保存が終了したならば、走査制御部 1 7 は、システム制御部 1 8 から供給される指示信号に従い送信部 2 1 の送信遅延回路 2 1 2 及び受信部 2 2 の受信遅延回路 2 2 2 における遅延時間を制御して x 方向に x 、 y 方向に y ずつ順次更新された送受信方向 (x_p 、 y_q) ($x_p = x_1 + (p - 1) \cdot \Delta x$ ($p = 1 \sim P$)、 $y_q = y_1 + (q - 1) \cdot \Delta y$ ($q = 1 \sim Q$)、但し、送受信方向 (x_1 、 y_1) を除く) の各々に対して同様の手順で超音波を送受信して 3 次元走査を行なう。そして、これらの送受信方向にて得られた超音波データも上述の送受信方向を付帯情報として超音波データ記憶部 5 1 に保存する。

【 0 0 5 4 】

一方、ボリュームデータ生成部 5 の補間処理部 5 2 は、超音波データ記憶部 5 1 から読み出した複数の超音波データを送受信方向 (x_p 、 y_q) ($x_p = x_1 + (p - 1) \cdot \Delta x$ ($p = 1 \sim P$)、 $y_q = y_1 + (q - 1) \cdot \Delta y$ ($q = 1 \sim Q$)) に対応させて配列することにより 3 次元超音波データを形成し、更に、この 3 次元超音波データを補間処理してボリュームデータを生成する。そして、得られたボリュームデータをボリュームデータ記憶部 5 3 に保存する (図 1 0 のステップ S 3)。

【 0 0 5 5 】

当該被検体に対するボリュームデータの収集が終了したならば、3次元画像データ生成部 1 4 は、ボリュームデータ生成部 5 のボリュームデータ記憶部 5 3 から読み出したボリュームデータのボクセル値に基づいて不透明度及び色調を設定し、この不透明度と色調に基づいて上述のボリュームデータをレンダリング処理し 3 次元画像データを生成する (図 1 0 のステップ S 4)。

【 0 0 5 6 】

一方、関心領域設定部 8 は、入力部 1 6 からシステム制御部 1 8 を介して供給されるボリュームデータの生成条件を受信し、このボリュームデータの領域サイズに対応した領域サイズ [x_b 、 y_b] (図 5 参照) を有する 3 次元関心領域を設定する。(図 1 0 のステップ S 5)。そして、表示部 1 5 の表示データ生成部 1 5 1 は、3次元画像データ生成部 1 4 から供給される 3 次元画像データに関心領域設定部 8 から供給される 3 次元関心領域の情報を重畳して第 1 の表示データを生成し、モニタ 1 5 3 に表示する。

【 0 0 5 7 】

次に、3次元関心領域情報が重畳された 3 次元画像データ (即ち、第 1 の表示データ) を表示部 1 5 にて観察した操作者は、入力部 1 6 を用いて前記 3 次元画像データに示された管腔臓器が交叉している 3 次元関心領域の基準面を指定し、更に、芯線の設定を目的とした起点を前記管腔臓器の内部に設定する (図 1 0 のステップ S 6)。

【 0 0 5 8 】

一方、輪郭抽出部 6 は、ボリュームデータ生成部 5 のボリュームデータ記憶部 5 3 から

10

20

30

40

50

読み出したボリュームデータのボクセル値の空間的な変化量に基づいて、管腔臓器の輪郭を抽出し（図10のステップS7）、芯線設定部7は、入力部16において設定された起点の位置情報をシステム制御部18を介して受信し、ボリュームデータの管腔臓器内に設定された上述の起点を基準とする検索ベクトルに基づいて管腔臓器の芯線を設定する（図10のステップS8）。

【0059】

次いで、基準点検出部9は、入力部16によって指定された3次元関心領域の基準面と芯線設定部7によって設定された管腔臓器の芯線とが交叉する基準点を検出し（図10のステップS9）、視点・視線方向設定部10は、基準点検出部9が検出した基準面上の基準点とこの基準点における芯線の接線方向とに基づいて仮想内視鏡画像データの生成に必要な視点及び視線方向を設定する（図10のステップS10）。

10

【0060】

そして、仮想内視鏡画像データ生成部11は、ボリュームデータ生成部5のボリュームデータ記憶部53に保存されている当該被検体のボリュームデータと自己の記憶回路に保管されている演算処理プログラムを読み出し、関心領域設定部8から供給される3次元関心領域の情報と視点・視線方向設定部10から供給される視点及び視線方向の情報に基づいた前記ボリュームデータのレンダリング処理によって仮想内視鏡画像データを生成する（図10のステップS11）。

【0061】

一方、上述のステップS9において3次元関心領域の基準面と芯線とが交叉する基準点が検出されたならば、MPR断面設定部12は、ボリュームデータ生成部5のボリュームデータ記憶部53に保存されているボリュームデータを読み出し、上述の基準点を含み、芯線に対して垂直なMPR断面をボリュームデータに対して設定する（図10のステップS12）。そして、MPR画像データ生成部13は、MPR断面設定部12によって設定されたMPR断面あるいはその近傍に位置するボリュームデータのボクセルを抽出し、これらのボクセルに対してフィルタリング処理や補間処理等のデータ処理を行なって管腔臓器の横断面を示すMPR画像データを生成する（図10のステップS13）。

20

【0062】

次いで、表示部15の表示データ生成部151は、仮想内視鏡画像データ生成部11において生成された仮想内視鏡画像データとMPR画像データ生成部13において生成されたMPR画像データを合成し、更に、被検体情報等の付帯情報を付加して第2の表示データを生成する。そして、得られた第2の表示データに対し所定の変換処理を行なってモニタ153に表示する（図10のステップS14）。

30

【0063】

上述の手順により、超音波プローブ3を最初の位置に配置した状態で収集されたボリュームデータに基づく仮想内視鏡画像データの生成と表示が終了したならば、超音波プローブ3の位置を被検体の体表面上で順次更新させながら（図10のステップS15）上述のステップS3乃至S14（但し、ステップS6は除く）を繰り返すことにより超音波プローブ3の移動に対応して所望の方向から生成された仮想内視鏡画像データをリアルタイムで観察することが可能となる。

40

【0064】

以上述べた本発明の実施例によれば、被検体から収集したボリュームデータに基づいて仮想内視鏡画像データを生成する際、超音波プローブの移動に伴ってその位置が更新される前記ボリュームデータに設定された3次元関心領域の基準面と前記ボリュームデータにおける管腔臓器の芯線との交点に基づいて視点及び視線方向を自動設定することにより、超音波プローブの位置が移動しても好適な方向からの仮想内視鏡画像データを、常時、リアルタイムで観察することが可能となる。このため、診断精度と診断効率が大幅に向上する。

【0065】

特に、前記視点を3次元関心領域の外部に設定する場合、基準面と芯線との交点を含み

50

芯線に垂直なMPR断面を前記ボリュームデータに設定することによって生成したMPR画像データと上述の仮想内視鏡画像データを合成して表示することができるため管腔臓器周辺の情報も同時に把握することができ、診断精度を更に改善することができる。

【0066】

又、仮想内視鏡画像データにおける基準点や視線方向が、常にモニタの所定位置（例えば、中央部）に配置されるように第2の表示データが生成されるため、移動する超音波プローブの影響をあまり受けることなく前記視線方向からの仮想内視鏡画像データを安定して観察することができ、従って、超音波検査における操作者の負担が軽減される。

【0067】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は、上述の実施例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、上述の実施例では、芯線設定部7によって設定された芯線の基準点における接線方向を検出し、この接線方向において基準点から所定距離だけ離れた位置に仮想内視鏡画像データの視点を設定する場合について述べたが、図11(a)に示すように、上述の接線方向から所定角度だけ傾斜した方向の所定距離離れた位置に視点Pvを設定してもよい。又、図11(b)に示すように、基準点Poに設定されたMPR断面にて閉曲線で示される管腔臓器輪郭Ctの内部に第2の基準点Po1を設定し、この第2の基準点Po1を基準として任意の方向及び任意の距離に視点Pvを設定しても構わない。更に、第2の基準点Po1は、MPR断面上に限定されるものではなく、基準点Poを基準として任意の方向及び任意の距離に設定してもよい。

【0068】

又、上述の実施例では、3次元関心領域Riの外部に視線Pvを設定する場合について述べたが、3次元関心領域Riの基準面S（即ち、基準点Po）あるいは3次元関心領域Riの内部に視点Pvを設定してもよい。特に、視点Pvを3次元関心領域Riの内部に設定する場合、基準点Poから芯線Lcに沿って所定距離だけ進入した位置に視点Pvを設定し、この視点Pvにおける芯線Lcの接線方向に視線方向Dvを設定する方法が好適であるが、特に限定されない。尚、この場合のMPR画像データの生成は必ずしも必要としない。

【0069】

一方、上述の実施例における3次元関心領域は、ボリュームデータの生成条件に基づいて自動設定される場合について述べたが、表示部15に表示された3次元画像データを観察した操作者が、入力部16の入力デバイスを用いて任意に設定してもよい。又、ボリュームデータの内部に3次元関心領域を設定する場合について述べたが、3次元関心領域は、ボリュームデータと略等しいサイズを有していても構わない。

【0070】

更に、3次元関心領域の基準面は、3次元関心領域の情報が重畳された3次元画像データを観察した操作者によって行なわれる場合について述べたが、ボリュームデータ生成条件の1つとして超音波検査に先立って設定してもよい。

【0071】

又、3次元関心領域の外部に視点が設定された場合、仮想内視鏡画像データとMPR画像データとの合成によって生成された第2の表示データを表示する場合について述べたが、第2の表示データは、3次元関心領域の内部に視点が設定された場合と同様にしてMPR画像データを含まなくても構わない。更に、第2の表示データは、仮想内視鏡画像データあるいはこの仮想内視鏡画像データとMPR画像データの合成によって生成される場合について述べたが、図12に示すように3次元画像データを追加して第2の表示データを生成してもよい。この場合、表示部15のモニタ153には、3次元画像データ（図12(a)）と仮想内視鏡画像データあるいはMPR画像データが重畳された仮想内視鏡画像データ（図12(b)）が並列表示される。

【0072】

尚、上述の実施例では、複数の振動素子が2次元配列された、所謂2次元アレイ超音波

10

20

30

40

50

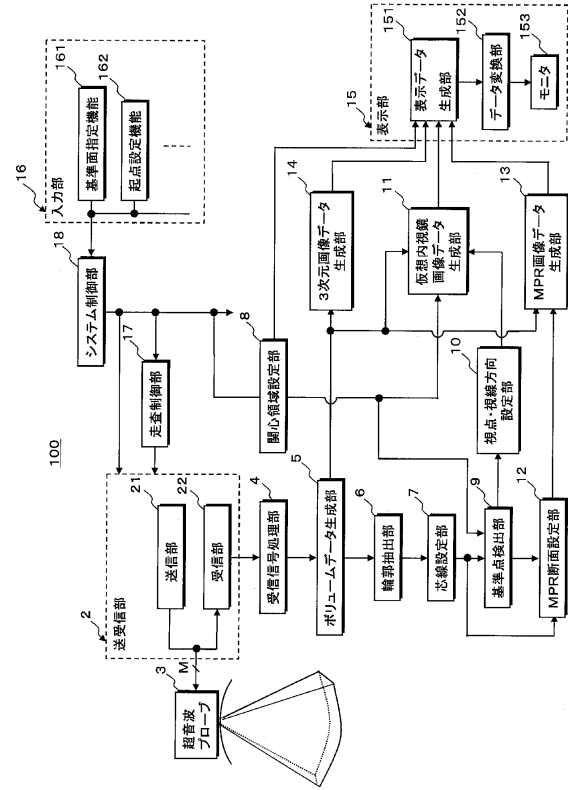
プローブによって収集した3次元的なBモードデータに基づいてボリュームデータを生成し、このボリュームデータを用いて仮想内視鏡画像データ及びMPR画像データを生成する場合について述べたが、これに限定されるものではなく、例えば、振動素子が1次元配列された超音波プローブを機械的に移動させることによって収集したボリュームデータを用いて上述の画像データを生成してもよい。又、Bモードデータの代わりにカラードブラデータ等の他の超音波データに基づいたボリュームデータを用いても構わない。

【符号の説明】

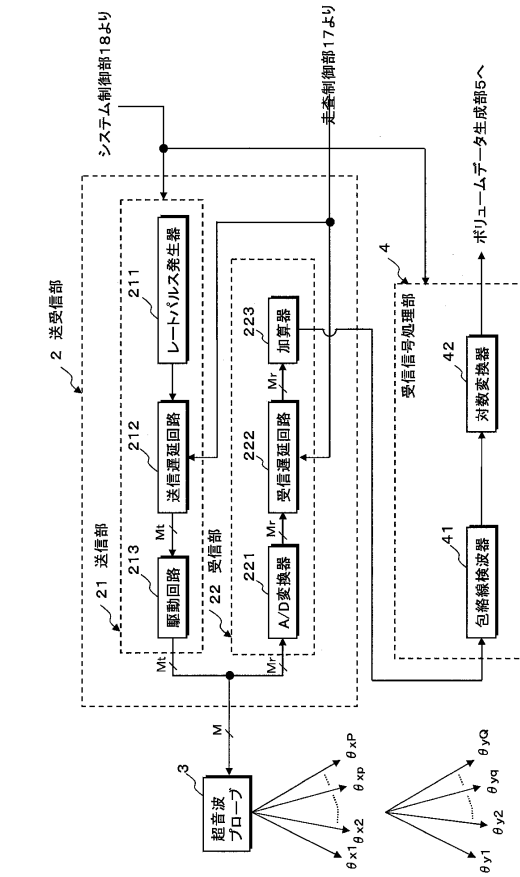
【0073】

2 ...送受信部	
2 1 ...送信部	10
2 2 ...受信部	
3 ...超音波プローブ	
4 ...受信信号処理部	
5 ...ボリュームデータ生成部	
5 1 ...超音波データ記憶部	
5 2 ...補間処理部	
5 3 ...ボリュームデータ記憶部	
6 ...輪郭抽出部	
7 ...芯線設定部	
8 ...関心領域設定部	20
9 ...基準点検出部	
1 0 ...視点、視線方向設定部	
1 1 ...仮想内視鏡画像データ生成部	
1 2 ...MPR断面設定部	
1 3 ...MPR画像データ生成部	
1 4 ...3次元画像データ生成部	
1 5 ...表示部	
1 5 1 ...表示データ生成部	
1 5 2 ...データ変換部	
1 5 3 ...モニタ	30
1 6 ...入力部	
1 6 1 ...基準面指定機能	
1 6 2 ...起点設定機能	
1 7 ...走査制御部	
1 8 ...システム制御部	
1 0 0 ...超音波診断装置	

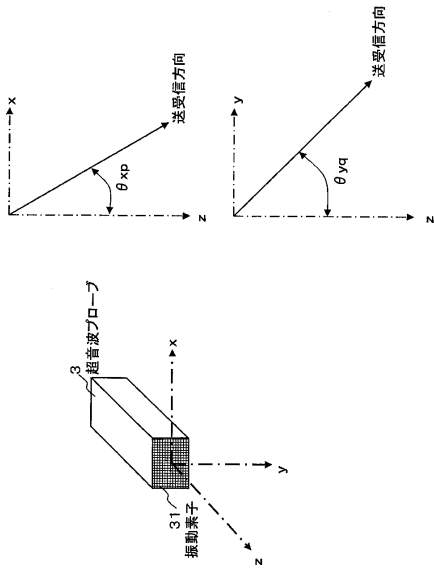
【図1】



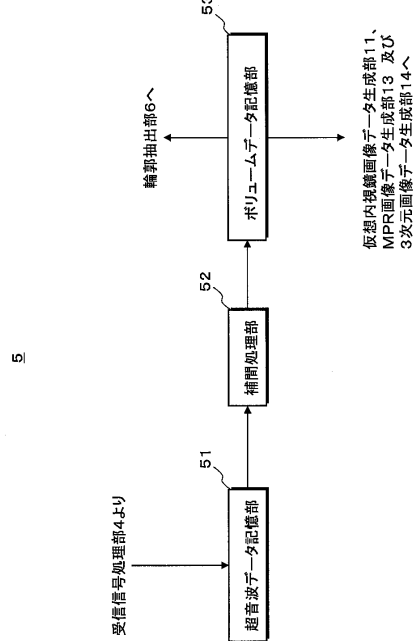
【図2】



【図3】

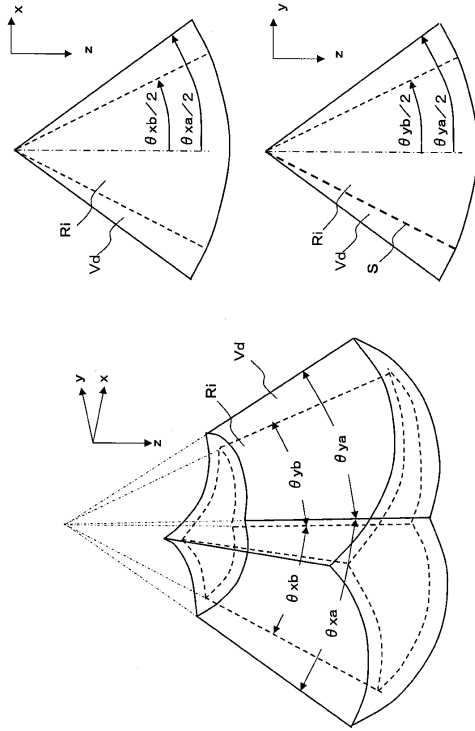


【図4】

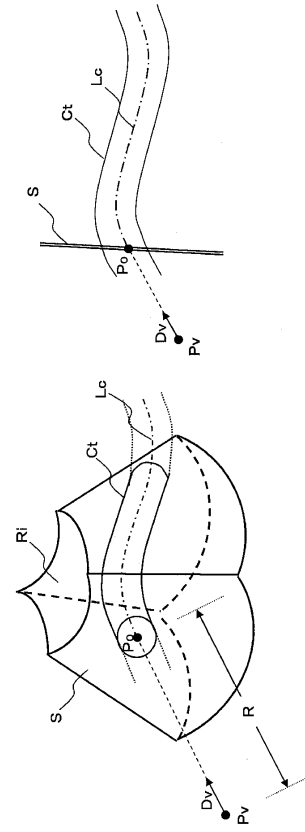


仮想内視鏡画像データ生成部11、
MPRR画像データ生成部13及び
3次元画像データ生成部14へ

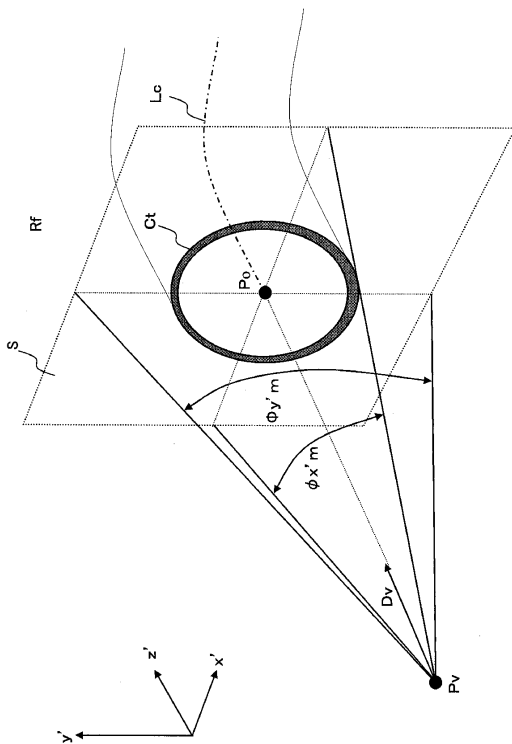
【 図 5 】



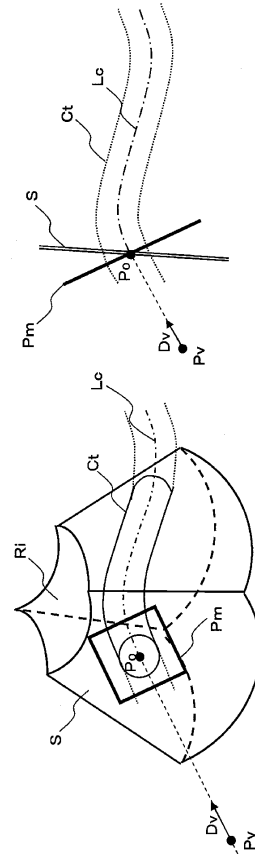
【 図 6 】



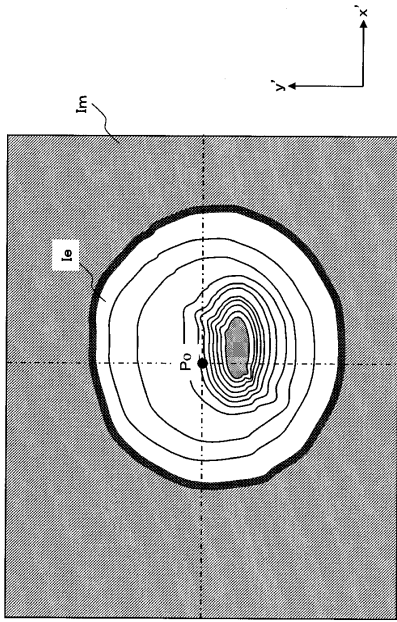
【 図 7 】



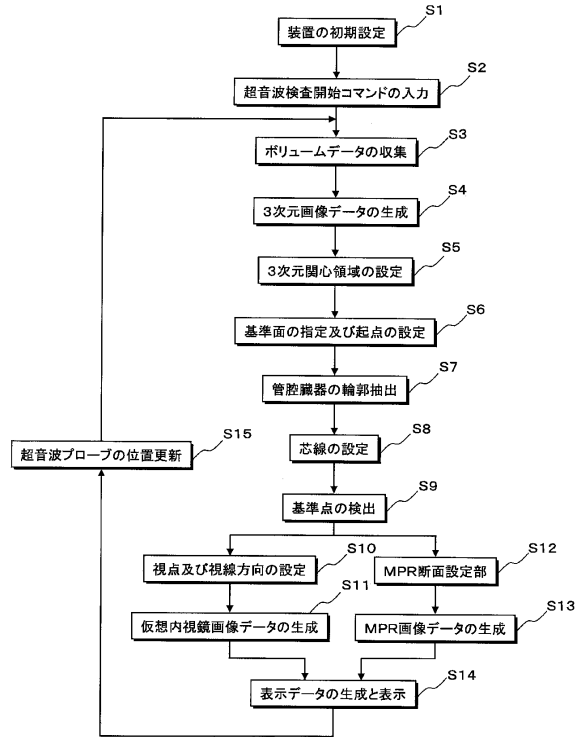
【 図 8 】



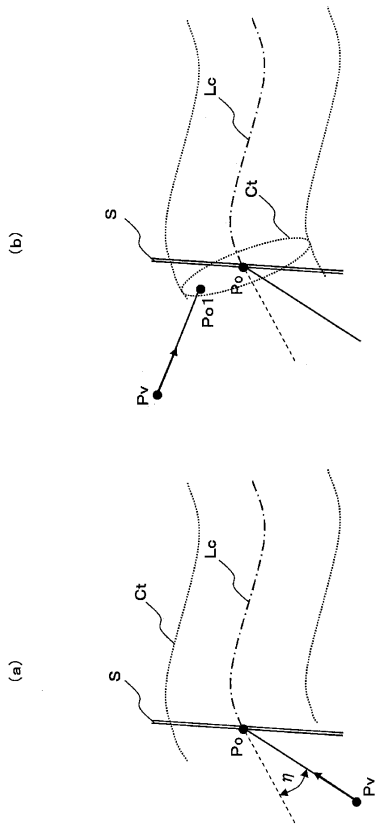
【図9】



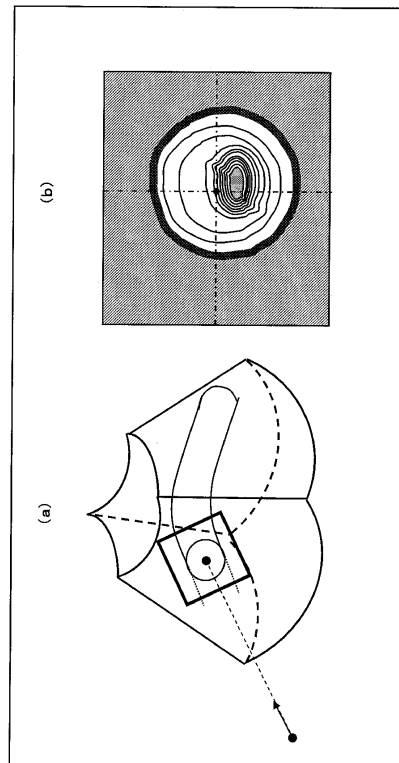
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

(72)発明者 志岐 栄一

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

(72)発明者 嶺 喜隆

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開2007-195685(JP,A)

特開2005-110973(JP,A)

特開2004-283373(JP,A)

国際公開第2009/116465(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 8/00

G06T 1/00

专利名称(译)	用于显示图像数据的超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP5395538B2	公开(公告)日	2014-01-22
申请号	JP2009155323	申请日	2009-06-30
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	志岐荣一 嶺喜隆		
发明人	志岐 荣一 嶺 喜隆		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 G06T7/12 G06T19/00 G06T19/003 G06T2207/10132 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D A61B8/14 G06T15/00.200 G06T15/08 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE07 4C601/JC09 4C601/JC21 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/LL38 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE20 5B080/AA17 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/DA04 5L096/FA06		
代理人(译)	藤原 康高		
其他公开文献	JP2011010715A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

基于通过对象的三维扫描获取的体数据在对象器官的管腔上生成虚拟内窥镜图像数据的超声诊断系统包括：为体数据设置三维感兴趣区域的单元；单位，基于所获取的体数据，在体数据中设定器官管腔的中心线；检测三维关注区域的参考平面和中心线相交的参考点的单元；基于参考点设置视点和视图方向的单元；虚拟内窥镜图像数据生成单元，基于视点和视图方向处理体数据，以生成虚拟内窥镜图像数据；显示单元，显示所生成的虚拟内窥镜图像数据。

【图1】

