

(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2010-167032  
(P2010-167032A)

(43) 公開日 平成22年8月5日(2010.8.5)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F1  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2009-11177(P2009-11177)  
(22) 出願日 平成21年1月21日(2009.1.21)

(71) 出願人 000003078  
株式会社東芝  
東京都港区芝浦一丁目1番1号  
(71) 出願人 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  
(71) 出願人 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 100109900  
弁理士 堀口 浩  
(72) 発明者 浜田 賢治  
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  
最終頁に続く

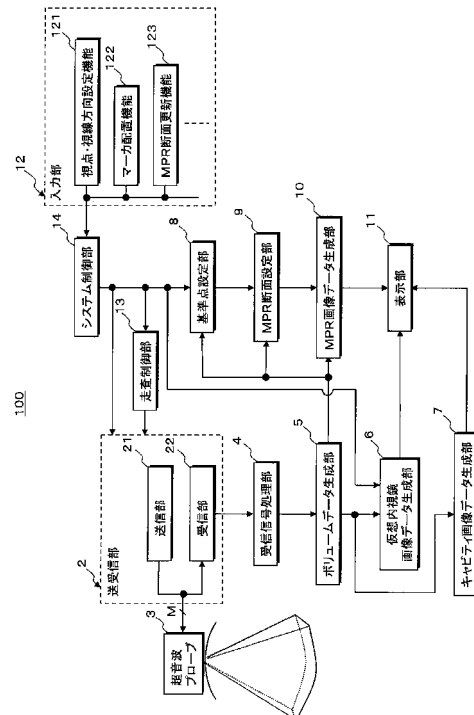
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像表示装置

(57) 【要約】

【課題】 診断対象部位に対して生成した仮想内視鏡画像データとMPR画像データの比較表示。

【解決手段】 被検体から収集されたボリュームデータに対し視点及び視線方向を設定して仮想内視鏡画像データを生成し、この仮想内視鏡画像データに示された管腔臓器の診断対象部位に対しマーカを配置することにより観測方向を設定する。次いで、前記ボリュームデータの視点を起点として前記観測方向に基準線を設定し、この基準線と交叉するボリュームデータのボクセル値と所定閾値とを比較することにより診断対象部位の表面と前記基準線とが交叉する基準点をボリュームデータに対して設定する。そして、この基準点にて互いに直交する3つのMPR断面に対応したボリュームデータのボクセルを抽出してMPR画像データを生成し、得られたMPR画像データを仮想内視鏡画像データと共に表示する。

【選択図】 図1



**【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、  
前記視点及び視線方向に基づいて前記ボリュームデータを処理し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、  
前記仮想内視鏡画像データに基づいて前記ボリュームデータの診断対象部位に対し基準点を設定する基準点設定手段と、  
前記基準点に基づき前記ボリュームデータに対して 1 つあるいは複数の M P R 断面を設定する 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に基づいて 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と、  
前記仮想内視鏡画像データ及び前記 M P R 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】**

前記仮想内視鏡画像データにマーカを配置することにより前記診断対象部位に対する観測方向を設定するマーカ配置手段を備え、前記基準点設定手段は、  
前記ボリュームデータの前記観測方向に対して設定した基準線と前記診断対象部位とが交叉する位置に前記基準点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。

20

**【請求項 3】**

前記基準点設定手段は、前記基準線と前記診断対象部位の表面とが交叉する位置に前記基準点を設定することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記基準点設定手段は、前記基準線と交叉する前記ボリュームデータのボクセル値と所定閾値とを比較することにより前記診断対象部位の表面に対し前記基準点を設定することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記基準点設定手段は、前記基準線と交叉する前記ボリュームデータのボクセル値と所定閾値とを比較することにより管腔臓器における前記診断対象部位の内表面に前記基準点を設定することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 6】**

前記 M P R 断面設定手段は、前記基準点において互いに直交する 3 つの M P R 断面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 7】**

前記表示手段は、前記仮想内視鏡画像データ及び前記 M P R 画像データを比較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。

**【請求項 8】**

前記ボリュームデータのボクセル値を反転処理することによってキャビティ画像データを生成するキャビティ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、前記 M P R 画像データ及び前記キャビティ画像データを比較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。

40

**【請求項 9】**

M P R 断面更新手段を備え、前記 M P R 断面更新手段は、前記表示手段において表示された前記仮想内視鏡画像データ及び前記 M P R 画像データに付加されている前記基準点を移動することにより前記 M P R 断面設定手段が設定した前記 M P R 断面の位置や方向を更新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 10】**

前記基準点設定手段は、前記表示手段において表示された前記仮想内視鏡画像データ及び前記 M P R 画像データの何れかに付加されている基準点の移動に連動させて他の画像デ

50

ータに付加されている基準点の位置を更新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】

医用画像診断装置を用いた3次元走査によって収集されたボリュームデータに基づいて仮想内視鏡画像データの生成と表示を行なう画像表示装置であって、  
前記ボリュームデータを保管するボリュームデータ保管手段と、  
前記ボリュームデータに対し視点及び視線方向を設定する視点・視線方向設定手段と、  
前記視点及び視線方向に基づいて前記ボリュームデータを処理し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、  
前記仮想内視鏡画像データに基づいて前記ボリュームデータの診断対象部位に対し基準点を設定する基準点設定手段と、  
前記基準点に基づき前記ボリュームデータに対して1つあるいは複数のMPR断面を設定するMPR断面設定手段と、  
前記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MPR画像データを生成するMPR画像データ生成手段と、  
前記仮想内視鏡画像データ及び前記MPR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画像表示装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、超音波診断装置及び画像表示装置に係り、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の生成と表示を行なう超音波診断装置及び画像表示装置に関する。

【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を被検体内に放射し、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超音波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。

30

【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（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。）。

40

【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】

50

【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】

上述の特許文献1に記載された方法によれば、内視鏡スコープの挿入が困難な細い管腔臓器に対してもその内表面を容易に観察することができる。しかしながら、この方法によって観察可能なのは内視鏡スコープによって収集される画像データ（内視鏡画像データ）と同様にして管腔臓器の表面状態に限定され、内部組織の性状を観察することは不可能である。このため、悪性腫瘍の病期（ステージ）判定において重要な臓器壁内に対する浸潤度や進達度等を正確に把握することができないという問題点を有していた。

10

【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、被検体から収集されたボリュームデータに基づいて診断対象部位に対する仮想内視鏡画像データとMPR（Multi-Planar-Reconstruction）画像データを同時に収集することが可能な超音波診断装置及び画像表示装置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、前記視点及び視線方向に基づいて前記ボリュームデータを処理し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、前記仮想内視鏡画像データに基づいて前記ボリュームデータの診断対象部位に対し基準点を設定する基準点設定手段と、前記基準点に基づき前記ボリュームデータに対して1つあるいは複数のMPR断面を設定するMPR断面設定手段と、前記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MPR画像データを生成するMPR画像データ生成手段と、前記仮想内視鏡画像データ及び前記MPR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。

20

【0010】

一方、請求項11に係る本発明の画像表示装置は、医用画像診断装置を用いた3次元走査によって収集されたボリュームデータに基づいて仮想内視鏡画像データの生成と表示を行なう画像表示装置であって、前記ボリュームデータを保管するボリュームデータ保管手段と、前記ボリュームデータに対し視点及び視線方向を設定する視点・視線方向設定手段と、前記視点及び視線方向に基づいて前記ボリュームデータを処理し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、前記仮想内視鏡画像データに基づいて前記ボリュームデータの診断対象部位に対し基準点を設定する基準点設定手段と、前記基準点に基づき前記ボリュームデータに対して1つあるいは複数のMPR断面を設定するMPR断面設定手段と、前記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MPR画像データを生成するMPR画像データ生成手段と、前記仮想内視鏡画像データ及び前記MPR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。

30

40

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、被検体から収集されたボリュームデータに基づいて診断対象部位に対する仮想内視鏡画像データとMPR画像データを同時に収集することができる。このため、管腔臓器等の診断対象部位における臓器表面と内部組織との比較観察が可能となり、診断精度と診断効率が大幅に向上する。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の第1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

50

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示す図。

【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】同実施例におけるボリュームデータ生成領域とこのボリュームデータ生成領域の内部に設定される仮想内視鏡画像データ生成領域を示す図。

【図 6】同実施例における仮想内視鏡画像データの診断対象部位に配置されるマーカを説明するための図。

【図 7】同実施例のボリュームデータに設定された基準線及びこの基準線と管腔臓器の診断対象部位における内表面とが交叉する基準点を示す図。

【図 8】同実施例の M P R 断面設定部によって設定される M P R 断面を示す図。

【図 9】同実施例の表示部に表示される表示データ的具体例を示す図。

【図 10】同実施例の表示部に表示される表示データの他の具体例を示す図。

【図 11】同実施例における各種画像データの生成 / 表示手順を示すフローチャート。

【図 12】本発明の第 2 の実施例における画像表示装置の全体構成を示すブロック図。

【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 1】

【0014】

本発明の第 1 の実施例における超音波診断装置は、先ず、被検体の 3 次元領域に対する超音波送受信によって得られたボリュームデータに対し視点及び視線方向（視野範囲の中心方向）を設定して仮想内視鏡画像データを生成し、この仮想内視鏡画像データに示された管腔臓器の診断対象部位（例えば、腫瘍等の疾患部位）に対しマーカを配置することにより観測方向を設定する。次いで、仮想内視鏡画像データの生成に用いられたボリュームデータの前記観測方向に対し視点を起点とする基準線を設定し、この基準線と交叉するボリュームデータのボクセル値と所定閾値とを比較することにより仮想内視鏡画像データにて示された診断対象部位の表面と基準線とが交叉する基準点をボリュームデータに対して設定する。そして、この基準点にて互いに直交する 3 つのスライス断面（M P R 断面）に対応したボリュームデータのボクセルを抽出して複数の M P R 画像データを生成し、これらの M P R 画像データを仮想内視鏡画像データと共に表示する。

【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 M P R 画像データを生成する場合について述べるが、これに限定されない。例えば、2 次元アレイ超音波プローブの代わりに振動素子が 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りボリュームデータを生成してもよく、又、カラードブラデータ等の他の超音波データに基づいてボリュームデータを生成してもよい。

【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 10 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た送受信部 / 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 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

10

20

30

40

50

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超音波プローブ3の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(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超音波データを超音波の送受信方向に対応させて配列し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、後述の入力部12が設定する視点及び視線方向の情報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6と、前記ボリュームデータのボクセル値を反転処理することにより管腔臓器の管腔内が強調表示された画像データ(以下では、キャビティ画像データと呼ぶ。)を生成するキャビティ画像データ生成部7と、入力部12から供給されるマーカの位置情報に基づきボリュームデータの診断対象部位に対して基準点を設定する基準点設定部8と、前記基準点において互いに直交する3つのMPR断面を設定し、更に、入力部12から供給される更新指示信号に基づいて前記MPR断面の位置や方向を更新するMPR断面設定部9と、これらのMPR断面に対応するボリュームデータのボクセルを抽出してMPR画像データを生成するMPR画像データ生成部10を備えている。

10

【0019】

更に、超音波診断装置100は、仮想内視鏡画像データ、キャビティ画像データ及びMPR画像データを表示する表示部11と、ボリュームデータに対する視点及び視線方向の設定、仮想内視鏡画像データの診断対象部位に対するマーカの配置、MPR断面の更新、更には、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部12と、被検体の3次元領域に対する超音波送受信を制御する走査制御部13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14を備えている。

20

【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詳細について説明する。

【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を用いた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。

30

【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。

40

【0023】

送信部21は、レートパルス発生器211と、送信遅延回路212と、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に供給する。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(Mt<M)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の体内に送信超音波を放射する。

50

## 【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 $M_r$  ( $M_r < M$ )個の振動素子に対応する $M_r$ 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を備えており、受信用の振動素子から供給される $M_r$ 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、所定方向( $x_p$ 、 $y_q$ )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/D変換器221から出力される $M_r$ 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する。即ち、受信遅延回路222と加算器223により、所定方向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。

10

## 【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( $x_p$ 、 $y_q$ )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、 $x_p$ 及び $y_q$ 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13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を含む3次元領域に対し超音波送受信が順次行なわれる。

20

## 【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って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。

30

## 【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がシステム制御部14から供給される超音波送受信方向( $x_p$ 、 $y_q$ )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( $x_p$ 、 $y_q$ )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に一旦保存される。

40

## 【0030】

図1へ戻って、仮想内視鏡画像データ生成部6は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、前記記憶回路にはボリュー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、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、入力部12からシステム制御部14を介して供給される視点及び視線方向の情報に基づいて前記ボリュームデータをレンダ

50

リング処理し仮想内視鏡画像データを生成する。

【0031】

図5は、ボリュームデータ生成部5によって生成されたボリュームデータの生成領域 $R_v$ とこのボリュームデータ生成領域 $R_v$ の内部に設定される仮想内視鏡画像データの生成領域 $R_f$ を示したものであり、例えば、ボリュームデータ生成部5によって生成された当該被検体のボリュームデータにおける図示しない管腔臓器の管腔内において視点 $P_s$ とこの視点 $P_s$ を起点とする視線方向 $D_s$ が設定され、更に、視線方向 $D_s$ を中心とした $x'$ 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6の演算回路は、ボリュームデータ生成領域 $R_v$ に設定された視野範囲 $x'm$ 及び $y'm$ に含まれる仮想内視鏡画像データ生成領域 $R_f$ 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 $P_s$ 及び視線方向 $D_s$ 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。

10

【0032】

尚、仮想内視鏡画像データ生成領域 $R_f$ が形成される視線方向 $D_s$ を $z'$ 軸とした直交座標系 $[x', y', z']$ は、ボリュームデータ生成領域 $R_v$ が形成される直交座標系 $[x, y, z]$ に対して任意に設定することが可能である。一方、上述の視点 $P_s$ 及び視線方向 $D_s$ の設定は、ボリュームデータ生成領域 $R_v$ のボリュームデータを用いて生成されるMPR画像データの観測下にて行なってもよいが、このボリュームデータに対して暫定的に配置した視点 $P_s$ 及び視線方向 $D_s$ の位置や方向を順次更新し、このとき得られる仮想内視鏡画像データを観測することにより好適な視点 $P_s$ 及び視線方向 $D_s$ を設定してもよい。

20

【0033】

次に、図1に示したキャビティ画像データ生成部7は、ボリュームデータ生成部5が生成したボリュームデータに所定の処理を施すことにより超音波反射波の振幅が極めて小さい管腔臓器の管腔内が強調表示される3次元的なキャビティ画像データを生成する。具体的には、前記ボリュームデータのボクセル値を反転処理（即ち、ボクセル値の大小関係を反転）し、反転処理されたボリュームデータに対してレンダリング処理を行なう。

【0034】

一方、基準点設定部8は、表示部11に表示された仮想内視鏡画像データの診断対象部位に対し入力部12がマーカを配置することによって設定された観測方向の情報をシステム制御部14を介して受信し、仮想内視鏡画像データの生成に用いられたボリュームデータの前記観測方向に対し上述の視点を起点とする基準線を設定する。

30

【0035】

そして、この基準線と交叉するボリュームデータのボクセル値と所定の閾値とを比較することにより仮想内視鏡画像データにて示された管腔臓器の診断対象部位における内表面と前記基準線とが交叉する基準点をボリュームデータに対して設定する。この場合、管腔臓器の内表面から得られる超音波反射波の振幅は、通常、他の部位から得られる超音波反射波の振幅より大きいため、基準線に沿って存在するボリュームデータのボクセル値を計測することにより基準線と管腔臓器の内表面との交点を示す基準点を設定することが可能となる。

40

【0036】

次に、図6を用いて仮想内視鏡画像データの診断対象部位に対するマーカの配置について述べる。図6は、視線方向 $D_s$ を中心とする $x'$ 方向の視野範囲 $x'm$ 及び $y'$ 方向の視野範囲 $y'm$ によって囲まれた仮想内視鏡画像データ生成領域 $R_f$ （図5参照）の仮想内視鏡画像データ $I_{ve}$ と、この仮想内視鏡画像データ $I_{ve}$ の観測方向（ $x'o$ 、 $y'o$ ）に示されている図示しない診断対象部位に対し入力部12が配置したマーカ $M_k$ を示している。尚、仮想内視鏡画像データ $I_{ve}$ の（ $x'$ 、 $y'$ ）におけるピクセルは、観測方向（ $x'o$ 、 $y'o$ ）に沿って存在するボリュームデータのボクセルに基づいて形成され、その横軸は $x'$ に対応し縦軸は $y'$ に対応している。

【0037】

50

一方、図7は、仮想内視鏡画像データ生成領域Rfのボリュームデータに対して設定された観測方向( $x'o$ 、 $y'o$ )の基準線Gpと、基準線Gpと管腔臓器内表面Siとが交叉する基準点Cpを示しており、この図7に示すように、管腔臓器の仮想内視鏡画像データを得るためには、管腔臓器内表面Siによって囲まれた管腔内に視点Psが設定され、この視点Psを起点とする基準線Gpが観測方向( $x'o$ 、 $y'o$ )に対して設定される。

【0038】

再び図1へ戻って、MPR断面設定部9は、上述の基準点Gpにおいて互いに直交する3つのMPR断面を設定し、更に、入力部12から供給される更新指示信号に基づいて前記MPR断面の位置や方向を更新する。図8は、MPR断面設定部9によって設定されるMPR断面を示したものであり、例えば、図5に示した仮想内視鏡画像データ生成領域Rfの直交座標系[ $x'$ 、 $y'$ 、 $z'$ ]に基づいた3つのMPR断面が設定される。

10

【0039】

即ち、図8に示すように基準点設定部8によって設定された基準点Cpを含み $x'-z'$ 平面に平行なMPR断面Pma、 $y'-z'$ 平面に平行なMPR断面Pmb及び $x'-y'$ 平面に平行なMPR断面Pmcが夫々設定される。そして、入力部12からシステム制御部14を介して更新指示信号が供給された場合、互いに直交するこれらのMPR断面は相対的な位置関係を維持した状態で所望の位置及び方向へ更新される。

【0040】

次に、図1のMPR画像データ生成部10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に保存されたボリュームデータを読み出し、このボリュームデータに上述のMPR断面Pma乃至Pmcを設定して3つのMPR画像データIma乃至Imcを生成する。具体的には、MPR断面Pma乃至Pmcの各々に対応するボリュームデータに基づいてMPR画像データIma乃至Imcを生成する。

20

【0041】

一方、表示部11は、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、前記表示データ生成部は、仮想内視鏡画像データ生成部6において生成された仮想内視鏡画像データIve、MPR画像データ生成部10において生成されたMPR画像データPma乃至Pmc及びキャビティ画像データ生成部7において生成されたキャビティ画像データの中から所望の画像データを入力部12から供給される表示データ選択信号に基づいて選択し、選択した画像データに被検体情報等の付帯情報を付加して表示データを生成する。一方、前記データ変換部は、前記表示データ生成部によって生成された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前記モニタに表示する。

30

【0042】

次に、表示部11のモニタに表示される表示データの具体例につき図9及び図10を用いて説明する。図9は、図8のMPR断面Pmaにおいて生成されたMPR画像データIma(図9(a))、MPR断面Pmbにおいて生成されたMPR画像データImb(図9(b))及びMPR断面Pmcにおいて生成されたMPR画像データImc(図9(c))と仮想内視鏡画像データIve(図9(d))を合成することによって生成された表示データを示しており、各々のMPR断面にて収集されたMPR画像データには管腔臓器Ovの診断対象部位における内表面と観測方向( $x'o$ 、 $y'o$ )の基準線との交点を示す基準点Cpとこの基準点Cpを含む他のMPR断面が示され、仮想内視鏡画像データIveには基準点Cpが示される。

40

【0043】

そして、入力部12に備えられた入力デバイスを用いて上述の画像データIma、Imb、Imc及びIveの何れかに示された基準点Cpを所望の方向へ移動させた場合、この基準点Cpの移動に連動して他の画像データに示されている基準点Cpも移動し、更に、移動後の基準点Cpを含む3つのMPR断面が設定される。そして、図9(a)乃至図9(c)に示されたMPR画像データIma乃至Imcは、新たに設定された上述のMPR断面にて生成されるMPR画像データによって更新される。

50

## 【 0 0 4 4 】

一方、図 10 は、図 9 と同様にして M P R 断面 P m a において生成された M P R 画像データ I m a ( 図 10 ( a ) )、M P R 断面 P m c において生成された M P R 画像データ I m c ( 図 10 ( c ) ) 及び仮想内視鏡画像データ I v e ( 図 10 ( d ) ) とキャビティ画像データ生成部 7 において生成されたキャビティ画像データ I c v ( 図 10 ( b ) ) を合成することによって得られる表示データを示しており、管腔臓器 O v の診断対象部位における内表面と観測方向 (  $x' o$ 、 $y' o$  ) の基準線との交点を示す基準点 C p がキャビティ画像データ I c v に対しても付加される。そして、何れかの基準点 C p を所望の方向へ移動させた場合、この基準点 C p の移動に連動して他の画像データに表示されている基準点 C p も移動し、図 10 ( a ) 及び図 10 ( c ) に示された M P R 画像データ I m a 及び I m c は、移動後の基準点 C p を含む M P R 断面にて新たに生成された M P R 画像データによって更新される。

10

## 【 0 0 4 5 】

入力部 1 2 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、ボリュームデータに対して視点及び視線方向を設定する視点・視線方向設定機能 1 2 1、仮想内視鏡画像データの診断対象部位に対してマーカを配置するマーカ配置機能 1 2 2 及び M P R 断面の位置や方向を更新する M P R 断面更新機能 1 2 3 を有している。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、仮想内視鏡画像データ生成条件の設定、M P R 画像データ生成条件の設定、表示データの選択、閾値の設定、視野範囲  $x' m$  及び  $y' m$  の設定、各種コマンド信号の入力等が上述の表示パネルや入力デバイスを用いて行なわれる。

20

## 【 0 0 4 6 】

走査制御部 1 3 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 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 に対して行なう。一方、システム制御部 1 4 は、図示しない C P U と記憶回路を備え、前記記憶回路には、入力部 1 2 において入力 / 設定 / 選択された上述の各種情報が保存される。そして、前記 C P U は、上述の各種情報に基づいて超音波画像診断装置 1 0 0 の各ユニットを統括的に制御し、仮想内視鏡画像データ、キャビティ画像データ及び M P R 画像データの生成と表示を行なう。尚、上述の C P U の代わりに G P U や A S I C 等を用いても構わない。

30

## 【 0 0 4 7 】

( 画像データの生成 / 表示手順 )

次に、本実施例における各種画像データの生成 / 表示手順につき図 11 のフローチャートを用いて説明する。

## 【 0 0 4 8 】

当該被検体に対する超音波検査に先立ち超音波診断装置 1 0 0 の操作者は、入力部 1 2 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、仮想内視鏡画像データ生成条件の設定、M P R 画像データ生成条件の設定、閾値の設定、視野範囲  $x' m$  及び  $y' m$  の設定、表示データの選択等を行なった後超音波プローブ 3 を被検体体表面の好適な位置に配置する ( 図 11 のステップ S 1 )。尚、ここでは、表示データの選択信号に基づいて選択された仮想内視鏡画像データ及び M P R 画像データを図 9 の表示フォーマットで合成し表示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、図 10 に示すように仮想内視鏡画像データ、キャビティ画像データ及び M P R 画像データを合成して表示データを生成してもよい。

40

## 【 0 0 4 9 】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、入力部 1 2 にて検査開始コマンドを入力し ( 図 11 のステップ S 2 )、このコマンド信号がシステム制御部 1 4 に供給されることにより、被検体の 3 次元領域に対するボリュームデータの収集が開始される。

## 【 0 0 5 0 】

即ち、図 2 に示した送信部 2 1 のレートパルス発生器 2 1 1 は、システム制御部 1 4 か

50

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 2 1 2 に供給する。送信遅延回路 2 1 2 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 (  $x_1$ 、  $y_1$  ) 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  $M_t$  チャンネルの駆動回路 2 1 3 に供給する。次いで、駆動回路 2 1 3 は、送信遅延回路 2 1 2 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  $M_t$  個の送信用振動素子に供給して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 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。

10

【 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。

20

【 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、システム制御部 1 4 は、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 (  $x_p$ 、  $y_q$  ) (  $x_p = x_1 + (p - 1) \Delta x$  (  $p = 1 \sim P$  )、  $y_q = y_1 + (q - 1) \Delta y$  (  $q = 1 \sim Q$  )、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。

30

【 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 (  $x_p$ 、  $y_q$  ) (  $x_p = x_1 + (p - 1) \Delta x$  (  $p = 1 \sim P$  )、  $y_q = y_1 + (q - 1) \Delta y$  (  $q = 1 \sim Q$  ) ) 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、生成し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 1 のステップ S 3 )。

【 0 0 5 5 】

次に、操作者は、入力部 1 2 において上述のボリュームデータに対して暫定的な視点と視線方向を設定し、仮想内視鏡画像データ生成部 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 から読み出したボリュームデータを入力部 1 2 からシステム制御部 1 4 を介して供給される視点及び視線方向の情報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。そして、表示部 1 1 のモニタに表示された仮想内視鏡画像データの観測下で当該診断対象部位の診断に好適な視点及び視線方向を新たに設定する ( 図 1 1 のステップ S 4 及びステップ S 5 )。

40

【 0 0 5 6 】

診断対象部位に対して良好な仮想内視鏡画像データが収集されたならば、操作者は、入力部 1 2 の入力デバイスを用いて、表示部 1 1 に表示された前記仮想内視鏡画像データの診断対象部位に対してマーカを配置する ( 図 1 1 のステップ S 6 )。

【 0 0 5 7 】

一方、基準点設定部 8 は、仮想内視鏡画像データに対するマーカの配置によって設定さ

50

れた診断対象部位に対する観測方向の情報に基づき前記仮想内視鏡画像データの生成に用いられたボリュームデータの前記観測方向に対し上述の視点を起点とする基準線を設定し、更に、この基準線と交叉するボリュームデータのボクセル値と閾値とを比較することにより仮想内視鏡画像データにて示された管腔臓器の診断対象部位における内表面と前記基準線とが交叉する基準点をボリュームデータに対して設定する（図11のステップS7）。

【0058】

次に、MPR断面設定部9は、上述の基準点において互いに直交する3つのMPR断面を設定し（図11のステップS8）、MPR画像データ生成部10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に上述のMPR断面を設定する。そして、これらのMPR断面に対応したボリュームデータのボクセルを抽出して2次元的なMPR画像データを生成する（図11のステップS9）。

10

【0059】

MPR画像データの生成が終了したならば、表示部11は、仮想内視鏡画像データ生成部6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10において生成された3つの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生成した表示データを自己のモニタに表示する（図11のステップS10）。

【0060】

尚、異なる視野範囲やMPR断面等において上述の各種画像データを観測したい場合は、これらの設定を再度行なった後、上述と同様の手順によって仮想内視鏡画像データやMPR画像データの生成と表示を繰り返す。例えば、表示部11のモニタに表示されたMPR画像データに付加されている基準点を入力部12の入力デバイスを用いて移動させることにより、所望のMPR断面におけるMPR画像データを生成することができる。

20

【0061】

以上述べた本発明の第1の実施例によれば、被検体から収集されたボリュームデータに基づいて診断対象部位に対する仮想内視鏡画像データと複数からなるMPR画像データを同時に収集することができる。このため、管腔臓器等の診断対象部位における臓器表面と内部組織との比較観察が可能となり、診断精度と診断効率が大幅に向上する。

【0062】

特に、臓器表面の状態を仮想内視鏡画像データによって観察することにより、内視鏡スコープの挿入が困難な細い管腔臓器に対してもその内表面を容易に観察することができ、更に、仮想内視鏡画像データの生成に用いられるボリュームデータは、被検体の体外に配置された超音波プローブを用いて収集されるため検査時の被検体に対する侵襲度は極めて小さい。

30

【0063】

一方、上述のMPR画像データが収集されるMPR断面はボリュームデータの診断対象部位に設定された基準点において形成され、操作者による前記基準点の更新に伴ってMPR断面の位置や方向も自動更新されるため、常に、所望の仮想内視鏡画像データとMPR画像データとを比較観察することができる。特に、前記基準点において互いに直交する3つのMPR断面を設定することにより当該診断対象部位の診断に有効な内部組織の詳細な情報を効率よく収集することができる。

40

【0064】

又、管腔臓器の管腔内が強調表示されたキャビティ画像データを仮想内視鏡画像データやMPR画像データと比較表示することにより、管腔臓器に対する診断対象部位の正確な位置関係を把握することが可能となる。

【実施例2】

【0065】

次に本発明の第2の実施例について述べる。この第2の実施例における画像表示装置は、超音波診断装置やX線CT装置等の医用画像診断装置によって収集された当該被検体のボリュームデータに対し視点及び視線方向を設定して仮想内視鏡画像データを生成し、こ

50

の仮想内視鏡画像データに示された管腔臓器の診断対象部位に対しマーカを配置することにより観測方向を設定する。次いで、仮想内視鏡画像データの生成に用いられたボリュームデータの前記観測方向に対し視点を起点とする基準線を設定し、この基準線と交叉するボリュームデータのボクセル値と所定閾値とを比較することにより仮想内視鏡画像データにて示された診断対象部位の表面と基準線とが交叉する基準点をボリュームデータに対して設定する。そして、この基準点にて互いに直交する3つのMPR断面に対応したボリュームデータのボクセルを抽出して複数のMPR画像データを生成し、これらのMPR画像データを仮想内視鏡画像データと共に表示する。

#### 【0066】

(装置の構成)

本実施例における画像表示装置の構成につき図12を用いて説明する。尚、図12は、本実施例における画像表示装置の全体構成を示すブロック図であり、図1に示した第1の実施例における超音波診断装置100のユニットと同一の構成及び機能を有するユニットは同一の符号を付加し詳細な説明は省略する。

#### 【0067】

即ち、図12に示す画像表示装置200は、別途設置された医用画像診断装置からネットワークあるいは記憶媒体を介して供給される当該被検体のボリュームデータを保管するボリュームデータ保管部15と、後述の入力部12aが設定する視点及び視線方向の情報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6と、前記ボリュームデータのボクセル値を反転処理することによりキャビティ画像データを生成するキャビティ画像データ生成部7と、入力部12aから供給されるマーカの位置情報に基づきボリュームデータの診断対象部位に対して基準点を設定する基準点設定部8と、前記基準点において互いに直交する3つのMPR断面を設定し、更に、入力部12aから供給される更新指示信号に基づいて前記MPR断面の位置や方向を更新するMPR断面設定部9と、これらのMPR断面に対応するボリュームデータのボクセルを抽出してMPR画像データを生成するMPR画像データ生成部10を備えている。

#### 【0068】

更に、画像表示装置200は、仮想内視鏡画像データ、キャビティ画像データ及びMPR画像データを表示する表示部11と、ボリュームデータに対する視点及び視線方向の設定、仮想内視鏡画像データの診断対象部位に対するマーカの配置、MPR断面の更新、更には、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部12a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14aを備えている。

#### 【0069】

ボリュームデータ保管部15は、別途設置された超音波診断装置やX線CT装置、更には、MRI装置等の医用画像診断装置によって収集された当該被検体のボリュームデータを保管する。一方、入力部12a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、ボリュームデータに対して視点及び視線方向を設定する視点・視線方向設定機能121、仮想内視鏡画像データの診断対象部位に対してマーカを配置するマーカ配置機能122及びMPR断面の位置や方向を更新するMPR断面更新機能123を有している。更に、被検体情報の入力、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、表示データの選択、閾値の設定、視野範囲  $x'm$  及び  $y'm$  の設定、各種コマンド信号の入力等が上述の表示パネルや入力デバイスを用いて行なわれる。

#### 【0070】

そして、システム制御部14aは、入力部12aにおいて入力/設定/選択された各種情報に基づいて画像表示装置200の各ユニットを統括的に制御し、仮想内視鏡画像データ、キャビティ画像データ及びMPR画像データの生成と表示を行なう。尚、本実施例における各種画像データの生成/表示手順は、図11に示した画像データの生成/表示手順におけるステップS4乃至S10と同様であるため説明は省略する。

10

20

30

40

50

## 【0071】

以上述べた本発明の第2の実施例によれば、第1の実施例と同様にして、被検体から収集されたボリュームデータに基づいて診断対象部位に対する仮想内視鏡画像データと複数からなるMPR画像データを同時に収集することができる。このため、管腔臓器等の診断対象部位における臓器表面と内部組織との比較観察が可能となり、診断精度と診断効率が大幅に向上する。

## 【0072】

一方、上述のMPR画像データが収集されるMPR断面はボリュームデータの診断対象部位に設定された基準点において形成され、操作者による前記基準点の更新に伴ってMPR断面の位置や方向も自動更新されるため、常に、所望の仮想内視鏡画像データとMPR画像データとを比較観察することができる。特に、前記基準点において互いに直交する3つのMPR断面を設定することにより当該診断対象部位の診断に有効な内部組織の詳細な情報を効率よく収集することができる。又、管腔臓器の管腔内が強調表示されたキャビティ画像データを仮想内視鏡画像データやMPR画像データと比較表示することにより、管腔臓器に対する診断対象部位の正確な位置関係を把握することが可能となる。

10

## 【0073】

更に、別途設置された医用画像診断装置からネットワーク等を介して供給されるボリュームデータを用いて各種画像データの生成と表示を行なうことができるため、操作者は、時間や場所の制約をあまり受けることなく当該被検体に対する診断を効率よく行なうことができる。

20

## 【0074】

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、上述の第1の実施例及び第2の実施例では、消化管や血管等の管腔臓器の管腔内に視点を設定して仮想内視鏡画像データを生成する場合について述べたが、診断対象部位は管腔臓器に限定されるものではなく、例えば、腹腔内に視点を設定することによって収集される仮想内視鏡画像データとMPR画像データに基づいて肝臓癌等に対する検査を行なってもよい。

## 【0075】

又、ボリュームデータの診断対象部位に設定された基準点において互いに直交する3つのMPR断面Pma乃至Pmcを形成し、これらMPR断面の各々においてMPR画像データIma乃至Imcを生成する場合について述べたが、MPR断面数は3つに限定されない。更に、管腔臓器の管腔内を強調表示するキャビティ画像データを仮想内視鏡画像データ及びMPR画像データと共に表示する場合について述べたが、仮想内視鏡画像データとMPR画像データとの比較表示であってもよい。

30

## 【0076】

一方、上述の第1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、2次元アレイ超音波プローブの代わりに振動素子が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りボリュームデータを生成してもよい。又、カラードブラデータ等の他の超音波データに基づいてボリュームデータを生成しても構わない。

40

## 【0077】

尚、仮想内視鏡画像データ及びMPR画像データの生成と表示に際し、これらの画像データのサイズ、位置及び方向が不適当な場合、入力部12(12a)は、直交座標系 $[x', y', z']$ やMPR断面の回転あるいは視野角度 $x'm$ 及び $y'm$ の更新等により所望の仮想内視鏡画像データ及びMPR画像データを新たに生成してもよい。

## 【符号の説明】

## 【0078】

2...送受信部

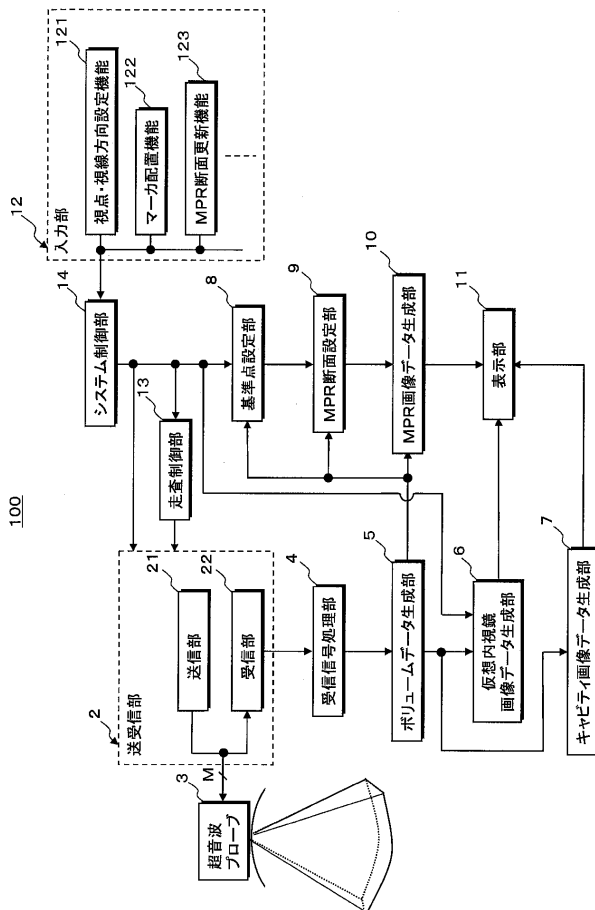
50

- 2 1 ... 送信部
- 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 ... 仮想内視鏡画像データ生成部
- 7 ... キャビティ画像データ生成部
- 8 ... 基準点設定部
- 9 ... MPR断面設定部
- 10 ... MPR画像データ生成部
- 11 ... 表示部
- 12、12 a ... 入力部
- 12 1 ... 視点、視線方向設定機能
- 12 2 ... マーカ配置機能
- 12 3 ... MPR断面更新機能
- 13 ... 走査制御部
- 14、14 a ... システム制御部
- 15 ... ボリュームデータ保管部
- 100 ... 超音波診断装置
- 200 ... 画像表示装置

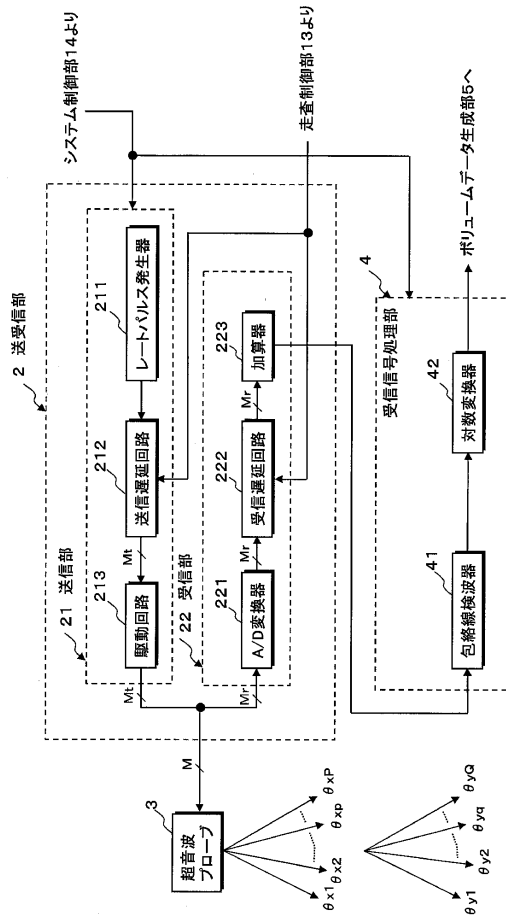
10

20

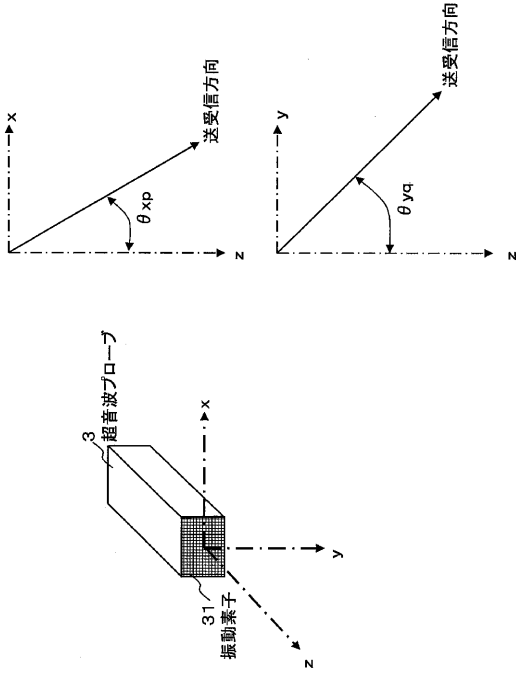
【図1】



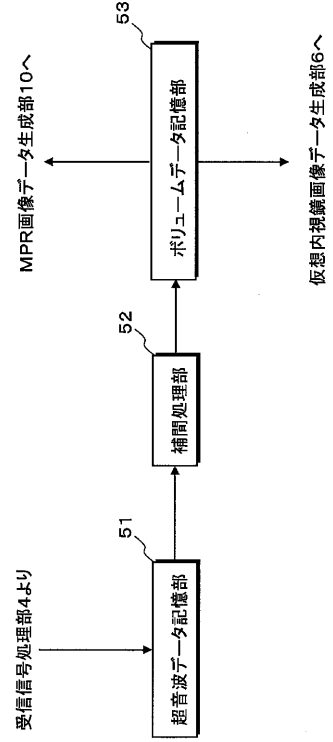
【図2】



【 図 3 】

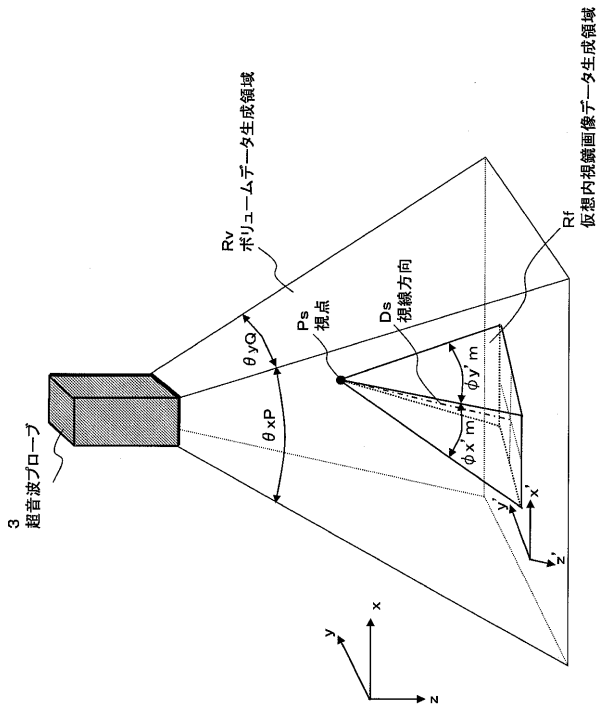


【 図 4 】

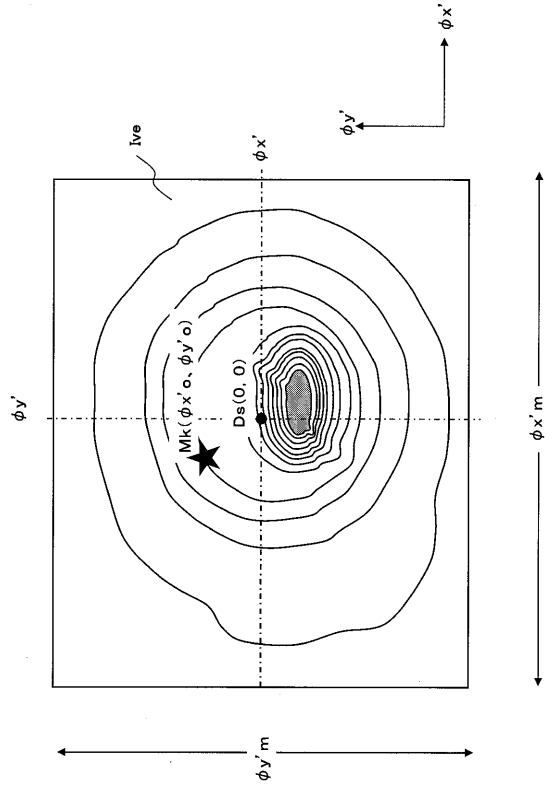


5

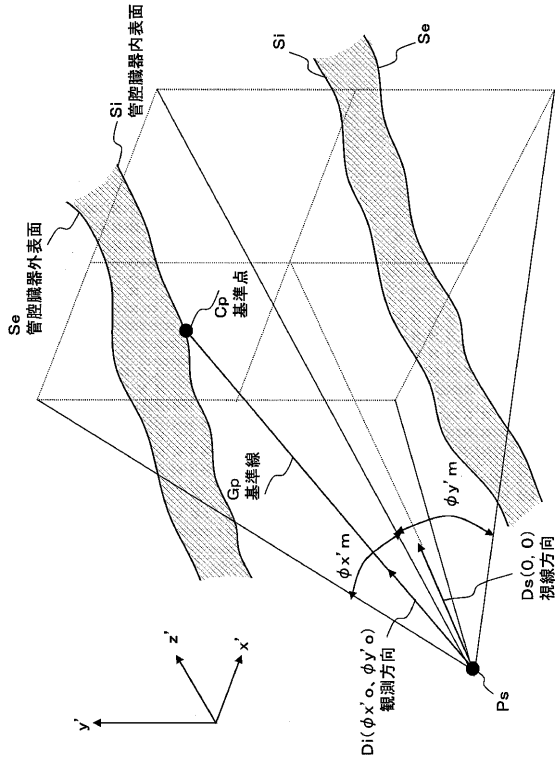
【 図 5 】



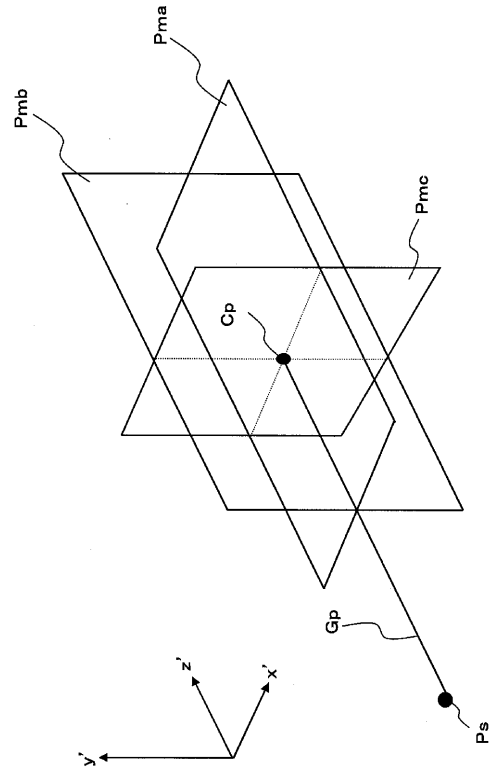
【 図 6 】



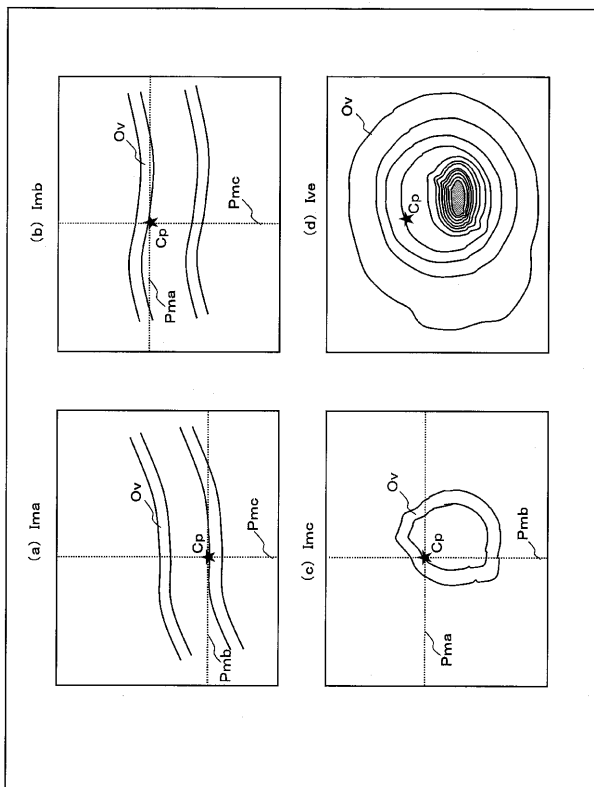
【 図 7 】



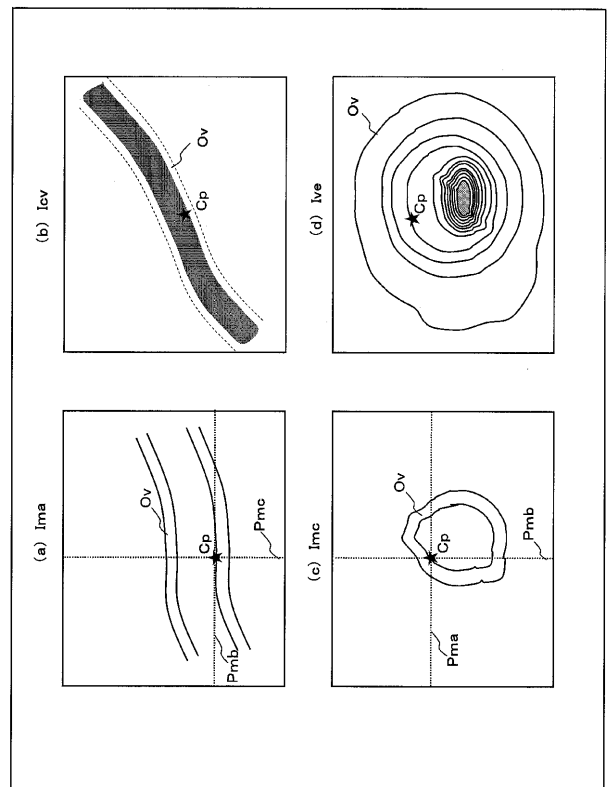
【 図 8 】



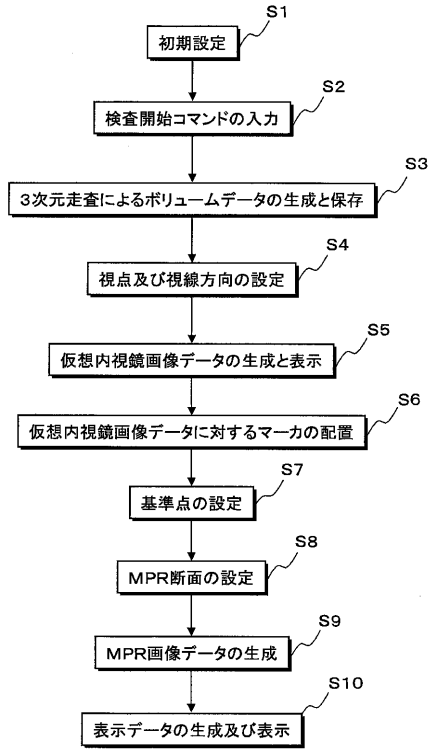
【 図 9 】



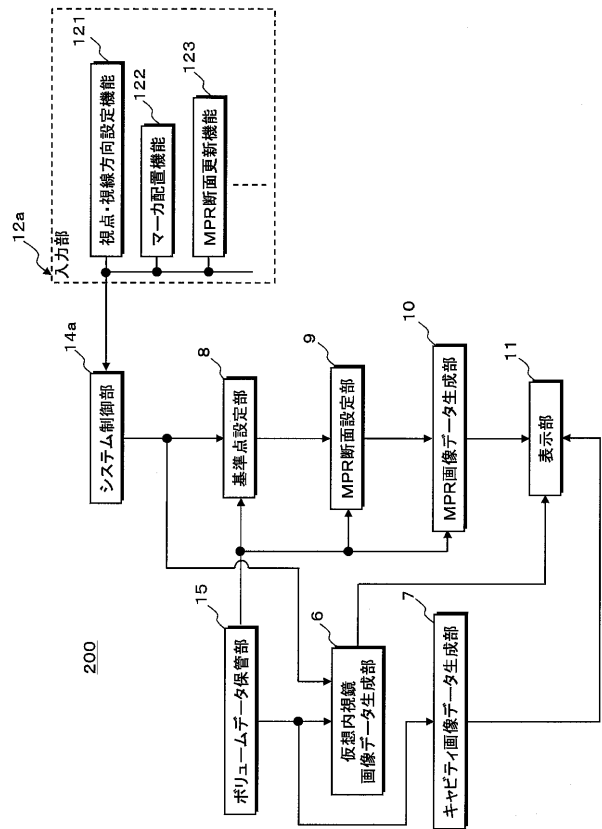
【 図 10 】



【図 1 1】



【図 1 2】



---

フロントページの続き

(72)発明者 嶺 喜隆

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 久我 衣津紀

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 志岐 栄一

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD14 EE11 JC11 JC20 JC32 JC33 KK21 KK25 KK31

LL04

