

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4668592号
(P4668592)

(45) 発行日 平成23年4月13日(2011.4.13)

(24) 登録日 平成23年1月21日(2011.1.21)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

請求項の数 9 (全 39 頁)

(21) 出願番号 特願2004-341259 (P2004-341259)
 (22) 出願日 平成16年11月25日(2004.11.25)
 (65) 公開番号 特開2006-149484 (P2006-149484A)
 (43) 公開日 平成18年6月15日(2006.6.15)
 審査請求日 平成19年10月10日(2007.10.10)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 生熊 聡一
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパス株式会社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 体腔内プローブ装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入する挿入部を備える体腔内プローブと、
 前記体腔内プローブの位置および方位を検出する検出手段と、
 前記検出手段を構成し、前記体腔内プローブの位置および方位を検出するための信号を
 発生または受信する検出素子と、

体腔内における前記体腔内プローブの変位に応じて変位する前記検出素子の変更前の位
 置または方位と、変更後の位置または方位とに基づいて当該体腔内プローブの基準方位を
 算出する基準方位算出手段と、

前記基準方位算出手段により算出された前記基準方位に基づいて、当該基準方位の算出
 後に変位する前記検出素子により検出される前記体腔内プローブの方位を補正する補正值
 を算出する補正值算出手段と、

前記補正值算出手段により算出された補正值に応じて、前記補正值算出手段による前記
 基準方位の算出後に、前記検出素子により検出される前記体腔内プローブの方位を補正す
 る体腔内プローブ方位補正手段と、

を具備したことを特徴とする体腔内プローブ装置。

【請求項 2】

前記基準方位算出手段は、前記体腔内プローブの湾曲による変位に応じて変位する前記
 検出素子の変更前の位置または方位と、変更後の位置または方位とに基づいて当該体腔内
 プローブの基準方位を算出する

10

20

ことを特徴とする請求項 1 に記載の体腔内プローブ装置。

【請求項 3】

前記検出素子を有した位置検出プローブと、

前記体腔内プローブ内に形成された、前記位置検出プローブを挿通する挿通チャンネルと、

をさらに備え、

前記基準方位算出手段は、前記挿通チャンネルに前記位置検出プローブが挿通された際、前記体腔内プローブの湾曲による変位に応じて変位する前記位置検出プローブにおける前記検出素子の変更前の位置または方位と、変更後の位置または方位とに基づいて当該体腔内プローブの基準方位を算出する

10

ことを特徴とする請求項 1 に記載の体腔内プローブ装置。

【請求項 4】

前記検出素子を有した位置検出プローブと、

前記体腔内プローブ内に形成された、前記位置検出プローブを挿通する挿通チャンネルと、

前記体腔内プローブの先端部に開口形成された、前記挿通チャンネルの開口部と、

前記体腔内プローブの先端部に配設され、前記開口部に特定点を始点にして回転し、前記挿通チャンネルに前記位置検出プローブが挿通された際、当該位置検出プローブにおける前記検出素子の位置または方位を変位可能とする起上台と、

をさらに備え、

20

前記基準方位算出手段は、前記挿通チャンネルに前記位置検出プローブが挿通された際、前記起上台の回転により変位する前記位置検出プローブにおける前記検出素子の変更前の位置または方位と、変更後の位置または方位とに基づいて当該体腔内プローブの基準方位を算出する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の体腔内プローブ装置。

【請求項 5】

前記体腔内プローブは、超音波送受波手段を設けた超音波プローブであって、前記超音波送受波手段から超音波を送受波して得られる超音波信号により超音波画像を作成する超音波画像作成手段を備え、

前記検出手段は、前記超音波画像の位置および方位を検出する

30

ことを特徴とする請求項 1 - 4 のいずれか一項に記載の体腔内プローブ装置。

【請求項 6】

前記検出手段は、磁場を発生する送信コイルと、前記送信コイルが発生する磁場を検出する受信コイルとを有し、

前記検出素子は、前記送信コイルまたは前記受信コイルにより構成される

ことを特徴とする請求項 1 - 5 のいずれか一項に記載の体腔内プローブ装置。

【請求項 7】

前記検出素子として構成される前記送信コイルまたは前記受信コイルは、巻線の軸の異なる方向に巻かれた単軸のコイルを一体に構成したコイルであることを特徴とする請求項 6 に記載の体腔内プローブ装置。

40

【請求項 8】

前記検出素子として構成される前記送信コイルまたは前記受信コイルの巻線の軸は、単軸である

ことを特徴とする請求項 6 に記載の体腔内プローブ装置。

【請求項 9】

前記検出素子として構成される前記送信コイルまたは前記受信コイルは、複数の単軸コイルにより構成される

ことを特徴とする請求項 6 に記載の体腔内プローブ装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【0001】

本発明は、位置、方位を検出可能とした体腔内プローブ装置に関する。

【背景技術】

【0002】

生体内に超音波を送波し、生体組織からの反射波を受波して生体の状態を画像として観察する超音波診断装置は、生体内の様子をリアルタイムで観察できるため広く普及している。

その際に、超音波画像で観察している位置と方位を検出し、検出した位置と方位と超音波診断装置から取得する複数の2次元の超音波画像とから3次元画像を構築し、腫瘍や血流を含んだ組織を3次元画像により診断したり、複数方向の超音波画像を構築し、複数方向の超音波画像で診断する超音波診断装置が提案されている。

10

また、診断を支援するために、超音波画像で観察している位置と方位を検出することにより、生体内の各器官、各組織の既知の解剖学的な位置関係を案内するガイド画像を表示する超音波診断装置も提案されている。

【0003】

これらの超音波診断装置のうち例えば特開2003-180697号公報においては、超音波プローブの先端部に複数のコイルからなる、磁気ソースまたは磁気センサが設けられてあり、走査面の位置と方位を検出することによって、正確な3次元画像を構築することができる超音波診断装置が提案されている。

また、特開2001-145630号公報においては、直交三方向に向く三軸コイルからなる位置センサを先端部に設けた位置センサプローブと、内視鏡に設けられた体内挿入部側の開口部と体外操作部側の開口部と連結するチャンネルと、位置センサプローブをチャンネルの体内操作部側の開口に回転を防止した状態で挿入可能な位置センサ固定部材とが設けた超音波診断装置が開示されている。

20

【0004】

そして、この従来例では、位置センサプローブをチャンネルに挿通して、磁場により位置センサの位置情報を取得する。この位置センサ固定部材は鉗子チャンネルの体内挿入部側開口部の非円形断面部に係合する非円形断面部を設けている。

また、特開2004-113629号公報においては、超音波プローブの走査面の位置と方位を検出することによって、正確なガイド画像を表示する方法が開示されている。

30

しかし、これらの超音波診断装置の超音波走査面位置検出手段には、2個以上の単軸コイルまたは2軸以上の太径コイルを採用するのが通例となっており、超音波プローブの大型化は避けられなかった。

【0005】

2個以上の単軸コイルまたは2軸以上の太径コイルを採用する理由は、上述の3次元画像、複数方向の超音波画像、ガイド画像を構築する用途で用いる超音波画像の位置及び方位を求めるためには、超音波画像の位置についての3つの自由度、及び方位についての3つの自由度の計6つの自由度の情報を検出する必要があるが、単軸のコイルを1個設けるだけでは6つの自由度の全てを検出することはできないためである。

何故なら、単軸のコイルを巻線の軸のまわりに回転させてもコイルを流れる電流で励起される磁場の磁束、もしくは磁場により誘起される電流は変化しないため、結局、単軸のコイルでは5自由度までしか検出することができないためである。

40

それを避けるために、特開2001-157679号公報においては、体腔内に挿入される超音波プローブの先端部に設けるコイルを1つにし、そのコイルを超音波プローブの内部で回転させて2つの異なる方向に設定することにより、先端部を小型化できる挿入性の良い超音波診断装置が提案されている。

【特許文献1】特開2003-180697号公報

【特許文献2】特開2001-145630号公報

【特許文献3】特開2004-113629号公報

【特許文献4】特開2001-157679号公報

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし、特開2001-157679号公報で開示されている超音波診断装置には、以下の問題点があった。

第1に、超音波プローブ自身を湾曲させるワイヤ以外に、コイルを回転させるための回動作用ワイヤを2本以上、もしくはモータを新たに内蔵させる必要があり、構造が複雑になり、超音波プローブ先端部の小型化の妨げになっていた。

また、コイルが回転するスペースが必要であるため、超音波プローブ先端部を小型化するためには、コイルの径とコイル軸方向の長さを共に小さくする必要があり、S/N比の低下が起きてしまっていた。そのため、超音波プローブの小型化と高い位置検出精度を両立させることは実現することが困難であるという問題があった。

10

【0007】

第2に、コイルの回転を、超音波振動子の回転と同期させるため、回動作用ワイヤを高速で進退移動しなくてはならず、この操作に十分な耐久性を持ったワイヤとコイル信号線が必要となり、現実的でないという問題があった。

(発明の目的)

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、小型でかつ高い精度で位置及び方位を検出することができ、これを超音波プローブ装置に適用すれば、高い精度で超音波画像或いは超音波操作面の位置及び方位を検出することができる体腔内プローブ装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の一態様による体腔内プローブ装置は、
体腔内に挿入する挿入部を備える体腔内プローブと、
前記体腔内プローブの位置および方位を検出する検出手段と、
前記検出手段を構成し、前記体腔内プローブの位置および方位を検出するための信号を発生または受信する検出素子と、

体腔内における前記体腔内プローブの変位に応じて変位する前記検出素子の変更前の位置または方位と、変更後の位置または方位とに基づいて当該体腔内プローブの基準方位を算出する基準方位算出手段と、

30

前記基準方位算出手段により算出された前記基準方位に基づいて、当該基準方位の算出後に変位する前記検出素子により検出される前記体腔内プローブの方位を補正する補正値を算出する補正値算出手段と、

前記補正値算出手段により算出された補正値に応じて、前記補正値算出手段による前記基準方位の算出後に、前記検出素子により検出される前記体腔内プローブの方位を補正する体腔内プローブ方位補正手段と、

を具備したことを特徴とする。

【発明の効果】

【0009】

40

本発明によれば、小型でかつ高い精度で位置及び方位を検出することができ、これを超音波プローブ装置に適用すれば、高い精度で超音波画像或いは超音波操作面の位置及び方位を検出することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

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】

【0011】

図1ないし図3は本発明の実施例1に係り、図1は本発明の実施例1の超音波診断装置の全体構成を示し、図2は超音波内視鏡の先端部を真っ直ぐな状態及びUP方向に湾曲さ

50

せた状態を示し、図3は実施例1の作用をフローチャートで示す。

本実施例の超音波診断装置の構成を図1に示す。なお、本発明は、図1に示す構成に限定されるものでない。

本実施例では超音波プローブをラジアル走査式超音波内視鏡として説明する。また、本実施例は、ユーザーがラジアル走査式超音波内視鏡を挿入軸のまわりに回転させずに、ラジアル走査式超音波内視鏡を進退させて超音波診断に使用する形態である。

【0012】

図1に示すように本実施例の超音波診断装置1は、機械式にラジアル走査を行う超音波プローブとしてのラジアル走査式超音波内視鏡2と、超音波画像（或いは超音波走査面）の位置及び方位を検出する位置方位検出装置3と、超音波送波の駆動を行うと共に、超音波エコー信号に対する画像処理を行い、超音波画像を生成する超音波画像処理装置4と、各種の指示入力操作等を行うキーボード5と、超音波画像の表示を行うモニタ6とを有する。

10

ラジアル走査式超音波内視鏡2は、被検者の体腔内に挿入される細長の挿入部7と、この挿入部7の後端に付けられ、ユーザーが把持して操作を行う操作部8とを有する。

挿入部7は、その先端に設けられたステンレス等の硬質の材質からなる先端部11と、この先端部11の後端に隣接して設けられた湾曲自在の湾曲部12と、この湾曲部12の後端から操作部8の前端に至る長尺の可撓部13とを有する。

【0013】

操作部8には、図1に示すように湾曲作用の湾曲ノブ15が設けてあり、この湾曲ノブ15は、矢印方向Aで示すように回動可能であり、この湾曲ノブ15を回動することにより、1対の湾曲用ワイヤ16の一方を牽引、他方を弛緩させて、湾曲部12を湾曲することができる。

20

湾曲部12は、複数の湾曲駒17がリベット等により回動可能に連結して構成されており、また最先端の湾曲駒17には、1対の湾曲用ワイヤ16の先端が固定され、その後端は操作部8内に設けたスプロケット14に架け渡してある。

このスプロケット14の回転軸には、湾曲ノブ15の中心軸と連結されており、ユーザーは、湾曲ノブ15を回動することにより、湾曲用ワイヤ16を介して牽引された湾曲用ワイヤ16側の方向に湾曲部12を湾曲できるようにしている。

【0014】

30

なお、図1では上下、或いは左右方向の1対の湾曲用ワイヤ16を示しているが、この1対の湾曲用ワイヤ16と直交する方向にも図示しない1対の湾曲用ワイヤ16等が設けてあり、ユーザーは、湾曲ノブ15を操作することにより、上下、左右の任意の方向に湾曲部12を湾曲することができる。

図1では省略しているが先端部11には、体腔内に照明光を照明する照明窓と、照明された部位を光学的に結像するレンズを取り付けた観察窓とが設けてある。

図2(A)は先端部11を拡大した図であり、図2(A)のUP方向、DOWN方向、RIGHT方向は、観察窓から得られる光学像の上、下、右の各方向に相当する。そして、湾曲部12は、これらの3方向にRIGHT方向と正反対の図示しないLEFT方向を加えた4方向のうちの任意の方向に湾曲可能となっている。

40

【0015】

なお、図2(A)におけるUP方向等と共に示す時計の時間方向は、そのUP方向等における表示される超音波画像における方位を示す。例えば、観察窓から観察されるUP方向の部分における超音波画像での表示の際の方位は6時方向となる。

図1に示すように先端部11には、超音波を送受波する超音波送受手段としての超音波振動子18と、その近傍に固定され、位置及び方位検出用の送信コイル19とを備え、超音波振動子18は、可撓性を有する中空のフレキシブルシャフト21を介して操作部8に設けられた回転駆動用のモータ22に接続され、図1のブロック矢印の方向Bに回転される。

【0016】

50

また、この超音波振動子 18 は、信号線を介して超音波内視鏡 2 の外部の超音波画像処理装置 4 と接続される。そして、超音波振動子 18 は、超音波画像処理装置 4 からパルス状の送信駆動電圧（送信駆動信号）により駆動されて、体腔内の対象部位側に超音波を送波する。

また、超音波振動子 18 は、対象部位側で反射された反射超音波を受波して電気信号に変換した超音波エコー信号を超音波画像処理装置 4 に送信する。

上記のように超音波振動子 18 は、フレキシブルシャフト 21 と共に、モータ 22 により回転され、その回転と共に、フレキシブルシャフト 21 或いは挿入部 7 の挿入軸に垂直な平面内に沿って、放射状に超音波の送受を繰り返す。

【0017】

本実施例では、所謂、ラジアル走査を実施し、挿入部 7 に垂直な平面の 2 次元超音波画像に必要な超音波信号を得られるような構成となっている。

モータ 22 は、このモータ 22 の回転軸の角度を検出するロータリエンコーダ 23 と接続され、このロータリエンコーダ 23 により検出されたモータ 22 の回転軸の角度の情報は、信号線を介して超音波画像処理装置 4 に出力される。

また、モータ 22 は、制御線により超音波画像処理装置 4 と接続され、制御線による回転制御信号によりモータ 22 は回転動作が制御される。

また、本実施例では、先端部 11 における超音波振動子 18 の近傍には、超音波画像（或いは超音波走査面）の位置及び方位を検出する信号を発生する検出素子として送信コイル 19 が設けてある。

【0018】

この送信コイル 19 は、挿入部 7 の挿入軸方向に巻線の軸が固定されており、巻線の軸が超音波振動子 18 のラジアル走査の走査面に対して垂直となっている。この送信コイル 19 は、挿入部 7 内に挿通された信号線 24 を介して超音波内視鏡 2 の外部に配置された位置方位検出装置 3 と接続され、位置方位検出装置 3 からコイル励起信号が供給されることにより位置検出用の交流磁場を発生する。

この位置方位検出装置 3 は、送信コイル 19 と信号線 24 により接続されるとともに、空間的に所定の位置に固定された向きの異なる複数の受信コイル 25 ととも接続されている。複数の受信コイル 25 は、送信コイル 19 により発生される交流磁場の信号を受信して、その受信した信号を位置方位検出装置 3 に出力する。

【0019】

この位置方位検出装置 3 は、送信コイル 19 及び受信コイル 25 とにより超音波画像の位置及び方位を検出する検出手段を形成する。

超音波画像処理装置 4 は、超音波画像と関連付けてその位置及び方位の情報を記録するハードディスクドライブ（以下、単に HDD）26 と、送信コイル 19 の一時的な位置情報等を記憶するメモリ 27 とを内蔵している。

【0020】

キーボード 5 には、超音波走査の開始を指示すると共に、開始指示後は走査の停止の指示をする走査制御キー 5a、新たな位置検出の指示入力等を行う補正キー 5b、湾曲させた方向の指示入力を行う湾曲方向キー 5c 等が設けられており、ユーザーは、キーボード 5 を操作することによって超音波画像処理装置 4 を外部からコントロールすることができる。

モニタ 6 は、超音波画像処理装置 4 からの出力される超音波画像を表示する。なお、図 1 の各矢印線は、以下の通りの信号、データの流れを示す。

【0021】

実線は、位置に関わる信号・データの流れ、

破線は、超音波に関わる信号・データの流れ、

太線は、最終的な表示画像に関わる信号・データの流れ、

曲線は、それ以外の制御に関わる信号・データの流れを示す。

【0022】

10

20

30

40

50

本実施例においては、以下に説明するように１つの送信コイル１９におけるその位置を検出することにより超音波の走査面（超音波画像）の位置を検出できるようにすると共に、湾曲部１２を所定方向に湾曲した状態と真っ直ぐにした状態とに設定して、送信コイル１９の位置を変化させ、その変化前後における送信コイル１９の位置から超音波振動子１８による超音波の走査面（超音波画像）の基準となる基準方位を算出できるようにしている。

また、上記検出した位置及び方位の初期状態で検出した方位及び算出した基準方位を用いることにより、以後（挿入軸の回りで回転させないで）挿入軸方向に挿入部７を進退させながら超音波送受波した場合に得られる新たな超音波画像の基準方位を算出できるようにしている。

10

【００２３】

次に本実施例の作用を説明する。

まず、位置方位検出装置３の作用を説明する。

図１に示すように位置方位検出装置３は、送信コイル１９に対して、信号線２４によりコイル励起信号として交流電流を送り、交流磁場を励起させる。受信コイル２５は、送信コイル１９からの交流磁場を検出し、検出した磁場を位置検出の電気信号（位置電気信号という）に変換して位置方位検出装置３に出力する。

そして、位置方位検出装置３は、原点Ｏを受信コイル２５上に定義する。具体的には、ユーザーが被検者を検査する実際の空間上に配置される受信コイル２５上に、直交座標軸 $O - xyz$ とその正規直交基底（各軸方向の単位ベクトル） i 、 j 、 k を右手系で設定する。

20

【００２４】

そして、位置方位検出装置３は、位置電気信号を基に、 t を時間にとり、 t の関数として、送信コイル１９の位置・方位データを算出し、超音波画像処理装置４へ出力する。本実施例の位置・方位データは、図２（Ａ）に示した以下のベクトルの各方向成分である。

送信コイル１９の位置 $C(t)$ の位置ベクトル $OC(t)$ の直交座標軸 $O - xyz$ に対する各方向成分

送信コイル１９の巻線の軸方向を示す単位方向ベクトル $V(t)$ の直交座標軸 $O - xyz$ に対する各方向成分

次に、超音波画像処理装置４の作用を説明する。

30

ユーザーが、キーボード５の走査制御キー５ａを押して、超音波走査の開始を指示すると、超音波画像処理装置４は、その走査開始の指示を受けてモータ２２に回転の ON/OFF を制御する回転制御信号を出力する。

【００２５】

モータ２２は、この回転制御信号を受けて回転を開始する。この回転は、フレキシブルシャフト２１を介して超音波振動子１８に伝わる。超音波振動子１８は、体腔内で回転しながら、超音波の送波と反射波の受波とを繰り返して、各反射波を電気的な超音波エコー信号に変換する。

すなわち、超音波振動子１８は、挿入部７の挿入軸と垂直な平面内で放射状に超音波の送受波を行う、所謂ラジアルスキャンを実施する。

40

そして、超音波画像処理装置４は、超音波振動子１８により受波した反射超音波から音響電気変換された超音波エコー信号と、ロータリエンコーダ２３から出力されるモータ２２の回転軸の角度の出力値とから、超音波振動子１８の１回転のラジアルスキャンに対し、挿入部７の挿入軸に垂直な１枚のデジタル化した２次元超音波画像を作成する。

【００２６】

この際、超音波画像処理装置４は、２次元超音波画像を、図２（Ａ）に示す先端部１１の挿入方向（図２（Ａ）では $V(t)$ に相当）とは正反対の方向から見た画像として作成し、さらに、ロータリエンコーダ２３からの角度の出力値をもとに、２次元超音波画像の１２時方向を図２（Ａ）に示す $DOWN$ 方向に向けて作成する。

その結果、図２（Ａ）に示す通り、２次元超音波画像の１２時方向は $DOWN$ 方向に、

50

3時方向はRIGHT方向に、6時方向はUP方向に、図示しない9時方向は図示しないLEFT方向に一致する。

超音波画像処理装置4は、位置方位検出装置3からの位置・方位データ、すなわち受信コイル25の位置ベクトル $OC(t)$ および単位方向ベクトル $V(t)$ の直交座標軸 $O-xyz$ に対する各方向成分より、「2次元超音波画像の位置および方位」を算出する。

【0027】

送信コイル19は、先端部11の超音波振動子18の近傍に固定されているので、その位置は超音波振動子18のラジアル走査の中心と考えてよく、送信コイル19の位置ベクトル $OC(t)$ は、結局、2次元超音波画像の中心の位置ベクトルと考えて実質的に差し支えない。

10

また、送信コイル19は、挿入部7の挿入軸方向に巻線の軸が固定されており、巻線の軸が超音波振動子18のラジアル走査の走査面に対して垂直となっているため、単位方向ベクトル $V(t)$ は、結局、2次元超音波画像の法線の単位方向ベクトルと考えて実質的に差し支えない。

そこで、本実施例では、上記送信コイル19の位置ベクトル $OC(t)$ 、単位方向ベクトル $V(t)$ 、そして後述する2次元超音波画像の特定方位或いは基準方位（或いは基準方向）としての12時方向を示す単位方向ベクトル $V_{12}(t)$ （以下、単に12時方向ベクトル）とを併せ、以下を「2次元超音波画像の位置および方位」とする。

【0028】

2次元超音波画像の中心の位置ベクトル $OC(t)$ の直交座標軸 $O-xyz$ に対する各方向成分

20

2次元超音波画像の法線の単位方向ベクトル $V(t)$ の直交座標軸 $O-xyz$ に対する各方向成分

2次元超音波画像の12時方向ベクトル $V_{12}(t)$ の直交座標軸 $O-xyz$ に対する各方向成分

そして、超音波画像処理装置4は、この2次元超音波画像の位置および方位と2次元超音波画像を同期して関連付けて、超音波画像処理装置4内のHDD26へ書き込む。

また、ユーザーは、ラジアル走査式超音波内視鏡2の挿入部7を挿入軸方向に前進或いは後退させることにより、2次元ラジアル走査を挿入軸方向に移動して3次元走査することができる。

30

【0029】

この場合、送信コイル19の位置及び方位を検出し、挿入部7を回転させないようにすることにより、「2次元超音波画像の位置及び方位」を算出することができるようにしている。

【0030】

そして、超音波画像処理装置4は、HDD26内の2次元超音波画像を2次元超音波画像の位置および方位をもとに配置し、画像間を補間処理し、（2次元超音波画像は勿論、）3次元画像を構築し、モニタ6へ出力する。

【0031】

また、ユーザーは、キーボード5の所定のキーを押すことによって、構築した3次元画像を任意の断面で切断した2次元超音波断層画像として表示したり、任意の範囲の体積計測をすることも可能となっている。

40

モニタ6は、構築された3次元画像等を表示する。

次に、図3のフローチャートにしたがって、実際の使用例に即して本実施例の超音波診断装置1の作用の詳細を説明する。

本フローチャートは、2次元超音波画像と、2次元超音波画像の位置および方位のHDD26への記録までを示したものである。この実施例では送信コイル19が1個であるため、送信コイル19の巻き線軸のまわりに回転させた場合でも、送信コイル19の発生する磁束に変化がないため、受信コイル25では送信コイル19の回転角度を検出することができない。

50

【 0 0 3 2 】

すなわち、ラジアル走査式超音波内視鏡 2 をその先端部 1 1 の挿入軸方向のまわりに回転させた場合、超音波画像処理装置 4 から入力された 2 次元超音波画像の 1 2 時方向が決まらない。

そのため、画像取得時に 2 次元超音波画像の 1 2 時方向を示す単位方向ベクトル $V_{12}(t)$ (以下、単に 1 2 時方向ベクトル) の直交座標軸 $O - xyz$ に対する各方向成分を以下のように算出する。ただし、ステップ $S - 1$ からステップ $S - 10$ の間、ユーザーは、ラジアル走査式超音波内視鏡 2 を挿入軸まわりに回転させないように、ラジアル走査式超音波内視鏡 2 を進退させる。次に図 3 を参照して、各ステップ $S - 1$ からステップ $S - 10$ までの処理を順次説明する。

10

【 0 0 3 3 】

ステップ $S - 1$

実際の使用の手順では、超音波画像処理装置 1 は、はじめに 1 2 時方向ベクトルの初期値を算出する。そのため、ユーザーは、ラジアル走査式超音波内視鏡 2 の挿入部 7 を体腔内に挿入し、先端部 1 1 を関心領域に設定する。

そして、操作部 8 にある湾曲ノブ 1 5 を回動し、例えば図 2 (B) に示すように先端部 1 1 が UP 方向へ向くよう、ラジアル走査式超音波内視鏡 2 の湾曲部 1 2 を湾曲させた状態にし、キーボード 5 の湾曲方向キー 5 c を押して、湾曲させた方向が UP 方向、DOWN 方向、RIGHT 方向、LEFT 方向のうち UP 方向であることの指示入力をする。

超音波画像処理装置 4 は、その指示を検知すると、位置方位検出装置 3 から入力された送信コイル 1 9 の位置 C' の位置ベクトル OC' 、単位方向ベクトル V' の直交座標軸 $O - xyz$ に対する各方向成分を、内部のメモリ 2 7 に記憶する。そして、次のステップ $S - 2$ の処理に移る。

20

【 0 0 3 4 】

ステップ $S - 2$

ユーザーは、再びラジアル走査式超音波内視鏡 2 の操作部 8 にある湾曲ノブ 1 5 を回動し、図 2 (B) に示すようにラジアル走査式超音波内視鏡 2 の湾曲部 1 2 を真っ直ぐに戻した状態で、キーボード 5 の補正キー 5 b を押して、補正を指示する。

超音波画像処理装置 4 は、この補正の指示を検知すると、この時刻を $t = 0$ にとり、位置方位検出装置 3 から入力された送信コイル 1 9 の位置ベクトル $OC(0)$ 、単位方向ベクトル $V(0)$ の直交座標軸 $O - xyz$ に対する各方向成分をメモリ 2 7 に記憶する。そして、次のステップ $S - 3$ の処理に移る。

30

【 0 0 3 5 】

ステップ $S - 3$

超音波画像処理装置 4 は、メモリ 2 7 から位置ベクトル OC' 、 $OC(0)$ 、単位方向ベクトル V' 、 $V(0)$ の直交座標軸 $O - xyz$ に対する各方向成分を読み出し、1 2 時方向ベクトル $V_{12}(t)$ の初期値 $V_{12}(0)$ を算出する。

図 2 (A) のように、2 次元超音波画像の 1 2 時方向が UP 方向の反対である DOWN 方向であるため、算出する 1 2 時方向ベクトルの時刻 $t = 0$ での初期値 $V_{12}(0)$ の直交座標軸 $O - xyz$ に対する各方向成分は下式を用いて算出される。

40

まず、 $t = 0$ での単位方向ベクトル $V(0)$ と、単位方向ベクトル V' の外積により、これら 2 つのベクトルに直交する 2 次元超音波画像の時刻 $t = 0$ での 3 時方向を示す単位方向ベクトル $V_{03}(0)$ を

$$V_{03}(0) = V(0) \times V' / |V(0) \times V'|$$

として求める。

【 0 0 3 6 】

単位方向ベクトル $V(0)$ と、上式で求めた 3 時方向の単位方向ベクトル $V_{03}(0)$ の外積から、1 2 時方向ベクトル $V_{12}(t)$ の初期値 $V_{12}(0)$ を

$$V_{12}(0) = V(0) \times V_{03}(0)$$

として求める。

50

上記説明では、湾曲させた方向がUP方向の場合で説明したが、湾曲させた方向がDOWN方向として場合も同様に算出できる。DOWN方向の場合も同様に、以下のようになる。

【0037】

$$V_{03}(0) = V' \times V(0) / |V' \times V(0)|$$

$$V_{12}(0) = V(0) \times V_{03}(0)$$

湾曲させた方向がLEFT方向の場合は、LEFT方向が3時方向の逆になるため、以下のようになる。

$$V_{12}(0) = V' \times V(0) / |V' \times V(0)|$$

湾曲させた方向がRIGHT方向の場合も同様に、以下のようになる。

【0038】

$$V_{12}(0) = V(0) \times V' / |V(0) \times V'|$$

なお、この他に例えば湾曲部12をUP方向とDOWN方向にそれぞれ同じ湾曲角度だけ湾曲した状態の各送信コイル19の位置検出結果から12時方向ベクトル $V_{12}(t)$ の初期値 $V_{12}(0)$ を算出しても良い。つまり、湾曲部12による2つの湾曲状態から超音波画像或いは超音波走査の基準方位(方向)を算出するようにしても良い。

ステップS-3の処理を行った後、次のステップS-4の処理に移る。

【0039】

ステップS-4

ユーザーは、キーボード5の走査制御キー5aを押して、走査開始を指示する。すると、超音波画像処理装置4は、次のステップS-5の処理を行う。

ステップS-5

超音波画像処理装置4は、走査開始の指示を受けてモータ22に対して回転のON/OFFを制御する回転制御信号(この場合、回転ON)を出力する。モータ22は、回転制御信号を受けて回転をする。この回転は、フレキシブルシャフト21を介して超音波振動子18に伝えられる。

超音波振動子18は、体腔内で回転しながら、超音波の送波と反射波の受波とを繰り返して、ラジアルスキャンを実施する。そして、次のステップS-6、S-7の処理に移る。

【0040】

ステップS-6

ラジアル走査が実行されると、送信コイル19が励起した交流磁場を受信コイル25が受信し、位置方位検出装置3は、送信コイル19の位置・方向データ、すなわち位置ベクトル $OC(t)$ 、単位方向ベクトル $V(t)$ の直交座標軸O-xyzに対する各方向成分を逐次時間の経過と共に作成し、超音波画像処理装置4へ出力していく。

ステップS-7

同時に、超音波画像処理装置4は、超音波振動子18により反射波から変換された超音波エコー信号と、ロータリエンコーダ23から出力されるモータ22の回転軸の角度の出力値とから、2次元超音波画像を逐次時間の経過と共に作成していく。そして、次のステップS-8の処理に移る。

【0041】

ステップS-8

超音波画像処理装置4は、位置方位検出装置3から入力された送信コイル19の位置ベクトル $OC(t)$ 、単位方向ベクトル $V(t)$ の直交座標軸O-xyzに対する各方向成分から、12時方向ベクトル $V_{12}(t)$ の直交座標軸O-xyzに対する各方向成分を算出する。

そして、「2次元超音波画像の位置および方位」すなわち、送信コイル19の位置ベクトル $OC(t)$ 、単位方向ベクトル $V(t)$ 、12時方向ベクトル $V_{12}(t)$ の直交座標軸O-xyzに対する各方向成分と、2次元超音波画像とを同期して関連付けてHDD26へ記録する。以下、12時方向ベクトル $V_{12}(t)$ の直交座標軸O-xyzに対す

10

20

30

40

50

る各方向成分を算出する方法を詳述する。

【 0 0 4 2 】

ユーザーがラジアル走査式超音波内視鏡 2 を挿入軸まわりに回転させないと、超音波画像処理装置 4 が算出する 1 2 時方向ベクトル $V_{12}(t)$ は次の条件を満たす。

(a) 1 2 時方向ベクトル $V_{12}(t)$ は、送信コイル 1 9 の巻線の軸方向を示す単位方向ベクトル $V(t)$ と垂直である。つまり、 $V_{12}(t) \cdot V(t) = 0$

(b) 1 2 時方向ベクトル $V_{12}(t)$ は、 $t = 0$ での 1 2 時方向ベクトル $V_{12}(0)$ と単位方向ベクトル $V(0)$ を含む平面内に存在する。

そして、(b) の条件から、1 2 時方向ベクトル $V_{12}(t)$ について、 a をある定数として下式が成り立つ。

【 0 0 4 3 】

$V_{12}(t) = \{ V_{12}(0) + a V(0) \} / | V_{12}(0) + a V(0) | \quad \dots (1)$
(a) より、垂直な 2 つのベクトルの内積は 0 になるので、下式が成り立つ。

【 0 0 4 4 】

$$V_{12}(t) \cdot V(t) = 0 \quad \dots (2)$$

(1) を (2) に代入すると、下式が成り立つ。

$$\{ V_{12}(0) + a V(0) \} \cdot V(t) = 0$$

$$V_{12}(0) \cdot V(t) + a V(0) \cdot V(t) = 0$$

$$a = - V_{12}(0) \cdot V(t) / \{ V(0) \cdot V(t) \} \quad \dots (3)$$

(3) を (1) に代入すると、下式が成り立つ。

【 数 1 】

$$V_{12}(t) = \frac{V_{12}(0) - \frac{V_{12}(0) \cdot V(t)}{V(0) \cdot V(t)} V(0)}{\left| V_{12}(0) - \frac{V_{12}(0) \cdot V(t)}{V(0) \cdot V(t)} V(0) \right|} \quad \dots (4)$$

【 0 0 4 5 】

超音波画像処理装置 4 は、(4) 式から、1 2 時方向ベクトル $V_{12}(t)$ の直交座標軸 $O - x y z$ に対する各方向成分を算出する。そして、次のステップ S - 9 に移る。

【 0 0 4 6 】

ステップ S - 9

ユーザーがキーボード 5 の走査制御キー 5 a を押して、走査終了を指示したかを超音波画像処理装置 4 は判断する。ユーザーが指示した場合は、YES となって、次のステップ S - 1 0 の処理へ進む。それ以外の場合は、ステップ S - 5 の処理へジャンプし、上述した処理を繰り返す。

ステップ S - 1 0

超音波画像処理装置 4 は、ラジアル走査を停止するための回転制御信号をモータ 2 2 へ出力する。そして、モータ 2 2 は、回転を停止する。超音波振動子 1 8 は、超音波ビームのラジアル走査を停止する。

上記ステップ S - 6 からステップ S - 8 の間にラジアル走査式超音波内視鏡 2 を手を使って進退させたりして走査面を変化させていくと、上記の一連の処理が繰り返されるので、2 次元超音波画像と、2 次元超音波画像の位置および方位とは、互いに関連付けられ、3 次元画像を構築するのに必要な分だけ連続して HDD 2 6 に記録されることになる。

【 0 0 4 7 】

本実施例は、以下の効果を有する。

このような構成および作用をする本実施例によれば、超音波内視鏡 2 を湾曲させることにより内蔵された 1 個の送信コイル 1 9 を図 2 (B) に示した UP 方向等の湾曲時と湾曲

10

20

30

40

50

部 1 2 が真っ直ぐな時の 2 方向に向けることにより、2 次元超音波画像の中心の位置や線方向だけでなく、2 次元超音波画像の基準となる基準方向（特定方向）としての例えば 1 2 時方向を算出することができる。

このように、湾曲部 1 2 を湾曲させた状態と、真っ直ぐにした状態にすることにより、先端部 1 1 内に配置された送信コイル 1 9 の方位を比較的に大きく変化させることができ、従って、両状態での各位置の算出結果から 2 次元超音波画像或いは超音波走査面における 1 2 時方向を精度良く算出することができる。

【 0 0 4 8 】

また、本実施例によれば、ユーザーが 3 次元画像を構築する際に、超音波内視鏡 2 を軸方向を中心に回転させないように移動することにより、挿入軸と直交する基準となる方向としての例えば、超音波画像の 1 2 時方向が分かり、正確な 3 次元画像が構築可能となる。

10

また、本実施例によれば、送信コイル 1 9 を 2 個内蔵する必要が無く（1 つで済み）、内視鏡に装備されている湾曲機能を利用したことにより、先端部 1 1 を小型にでき、挿入性の良い位置検出機能を持った超音波内視鏡 2 を実現可能となる。このことにより、体腔内に超音波内視鏡 2 を挿入する際に被検者に与える苦痛を軽減することが可能となる。

【 0 0 4 9 】

つまり、本実施例によれば、超音波プローブの挿入部における特に先端部を小型にでき、しかも精度良く超音波画像の位置及び基準方位を検出することができる超音波診断装置を実現できる。

20

次に本実施例の変形例を説明する。

上記実施例 1 では、超音波振動子 1 8 と送信コイル 1 9 を内蔵した専用のラジアル走査式超音波内視鏡 2 で構成したが、その構成は図 1 に示したものに限定されるものでない。

例えば、送信コイル 1 9 を内蔵し、挿入部 7 内に挿通された管路として鉗子チャンネルを設けた内視鏡を用い、細径の超音波プローブを鉗子チャンネルに挿通した構成にしても良い。

【 0 0 5 0 】

また、挿入部内の管路として 2 本の鉗子チャンネルを持つ内視鏡を用い、1 つのチャンネルに細径の超音波プローブを、もう一方のチャンネルに 1 個の送信コイルを持つ細径の位置検出プローブを挿通した構成にしても良い。

30

さらに本実施例のように超音波振動子 1 8 を内蔵した超音波プローブとして、挿入部内の管路として鉗子チャンネルを設けたラジアル走査式超音波内視鏡に、細径の位置検出プローブを鉗子チャンネルに挿通した構成にしても良い。

これらの位置検出プローブを用いる変形例では、送信コイルが 1 個で良いため、送信コイルを持つ位置検出プローブも細径にでき、細径の鉗子チャンネルでも使用できる。

また、本実施例では、送信コイル 1 9 の巻き線の軸方向がラジアル走査式超音波内視鏡 2 の挿入軸方向になるように内蔵したが、挿入軸に垂直な向きでなければ、どの方向でも良い。そのため、内視鏡内に空きスペースに合わせた設計が可能になる。

【 0 0 5 1 】

また、本実施例では、送信コイル 1 9 をラジアル走査式超音波内視鏡 2 の先端部 1 1 に設け、送信コイル 1 9 が交流磁場を励起し、送信コイル 1 9 とは別に設けた受信コイル 2 5 が交流磁場を検出し、位置方位検出装置 3 が受信コイル 2 5 が出力する位置電気信号を基に送信コイル 1 9 の位置・方位データを算出して出力するようにした。

40

そして、超音波画像処理装置 4 が位置・方位データを基に 2 次元超音波画像の位置および方位を算出するよう構成したが、検出素子としての送信コイル 1 9 と受信コイル 2 5 との配置位置を逆にして、1 つの受信コイル 2 5 を先端部 1 1 に設け、複数の送信コイル 1 9 を外部の所定位置に配置し、位置電気信号より受信コイル 2 5 の位置・方位データを算出するよう構成しても良い。

また、本実施例では、超音波画像処理装置 4 を外部からコントロールする手段として、キーボード 5 を用いたが、例えばマウスやトラックボールなどを用いて画面上のメニュー

50

を選択する方法でも良い。

【 0 0 5 2 】

また、本実施例では、送信コイル 1 9 の単位方向ベクトルを使用して 1 2 時方向ベクトルの初期値の算出を行ったが、送信コイル 1 9 の位置ベクトルを使用しても良い。例えば、ユーザーが湾曲させた方向が U P 方向の場合には、図 2 (B) に示すように、算出する 1 2 時方向ベクトルの初期値 $V_{12}(0)$ の直交座標軸 O - x y z に対する各方向成分は下式を用いて算出される。

まず、位置ベクトル OC' と、位置ベクトル $OC(0)$ の差により、ベクトル $C(0)C'$ を求める。

$$C(0)C' = OC' - OC(0)$$

10

$t = 0$ での単位ベクトル $V(0)$ と、ベクトル $C(0)C'$ の外積により、2 つのベクトルに直交する 3 時方向ベクトル $V_{03}(0)$ を求める。

【 0 0 5 3 】

$$V_{03}(0) = V(0) \times C(0)C'$$

単位ベクトル $V(0)$ と、上式で求めた 3 時方向ベクトル $V_{03}(0)$ の外積から、 $t = 0$ での 1 2 時方向ベクトル $V_{12}(0)$ を求める。

$$V_{12}(0) = V(0) \times V_{03}(0)$$

湾曲させる方向を U P 方向でなく、D O W N 方向とした場合も同様に、以下のようになる。

$$V_{03}(0) = C(0)C' \times V(0)$$

20

$$V_{12}(0) = V(0) \times V_{03}(0)$$

湾曲させる方向が L E F T 方向の場合は、L E F T 方向が 3 時方向の逆になるため、以下のようになる。

【 0 0 5 4 】

$$V_{12}(0) = C(0)C' \times V(0)$$

湾曲させる方向が R I G H T 方向の場合も同様に、以下のようになる。

$$V_{12}(0) = V(0) \times C(0)C'$$

【実施例 2】

【 0 0 5 5 】

次に本発明の実施例 2 を説明する。図 4 は、本発明の実施例 2 のラジアル走査式超音波内視鏡 2 B の構成を示す。まず、その構成を図 4 を参照して説明する。

30

本実施例は、図 1 に示す実施例 1 のラジアル走査式超音波内視鏡 2 とは以下の点が異なる。

本実施例のラジアル走査式超音波内視鏡 2 B には、挿入部 7 内の管路として円形の断面を持つ鉗子チャンネル 3 1 が設けられている。この鉗子チャンネル 3 1 は、ラジアル走査式超音波内視鏡 2 B の先端部 1 1 で突出口 3 2 として開口している。

鉗子チャンネル 3 1 には、細径で可撓性のある材質からなる位置検出プローブ 3 3 が挿通され、着脱可能に固定され、この位置検出プローブ 3 3 の後端側は、位置方位検出装置 3 に接続されている。

【 0 0 5 6 】

40

この位置検出プローブ 3 3 には、この位置検出プローブ 3 3 を直線状に延ばしたときに、2 個の送信コイルが巻き線軸が一直線上になるように間隔を空けて内蔵されていて、先端から順に 1 番送信コイル 1 9 a、2 番送信コイル 1 9 b となっている。

1 番送信コイル 1 9 a と 2 番送信コイル 1 9 b とは位置方位検出装置 3 に接続される。鉗子チャンネル 3 1 の突出口 3 2 には、U P 方向に向かって緩やかな曲がり付けられている。

その他の構成は実施例 1 と同じである。

次に本実施例の作用を説明する。

【 0 0 5 7 】

本実施例は、実施例 1 とは 1 2 時方向ベクトル $V_{12}(t)$ を算出する作用が異なる。

50

以下、異なる箇所のみ説明する。

ユーザーが位置検出プローブ 33 を鉗子チャンネル 31 から所定の位置まで先端を出すと、位置検出プローブ 33 は突出口 32 に付けられた緩やかな曲がりにより、1 番送信コイル 19 a の巻き線軸が、鉗子チャンネル 31 内にある 2 番送信コイル 19 b の巻き線軸に対して、UP 方向に傾きを持つ形状になる。この時、2 番送信コイル 19 b の巻き線軸は、挿入部 7 の挿入軸方向に平行である。

位置方位検出装置 3 は、位置検出プローブ 33 中の 2 個の送信コイル 19 a、19 b をそれぞれ異なる周波数で励磁する。受信コイル 25 は、送信コイル 19 a、19 b からの交流磁場を検出し、検出した磁場を位置電気信号に変換して位置方位検出装置 3 に出力する。

10

【0058】

位置方位検出装置 3 は、受信コイル 25 から入力された位置電気信号を周波数ごとに分解することで、どの送信コイルの磁場を検出して得た位置電気信号なのかを分離する。そして、位置方位検出装置 3 は、分離された各位置電気信号を基にして、送信コイル 19 a、19 b の位置・方位データを算出し、算出した位置・方位データを超音波画像処理装置 4 に出力する。

ここで、本実施例では原点 O を受信コイル 25 上に定義して、ユーザーが被検者を検査する実際の空間上に直交座標軸 O - x y z とその正規直交基底（各軸方向の単位ベクトル） i 、 j 、 k を固定する。

そして、位置方位検出装置 3 は、位置電気信号を基に、 t を時間として、 t の関数として、送信コイル 19 a、19 b の位置・方位データを算出し、超音波画像処理装置 4 へ出力する。本実施例の位置・方位データは、図 5 (A) に示した以下のベクトルの各方向成分である。

20

【0059】

1 番送信コイル 19 a の位置 $C_1(t)$ の位置ベクトル $OC_1(t)$ の直交座標軸 O - x y z に対する各方向成分

1 番送信コイル 19 a の巻線の軸方向を示す単位方向ベクトル $V_1(t)$ の直交座標軸 O - x y z に対する各方向成分

2 番送信コイル 19 b の位置 $C_2(t)$ の位置ベクトル $OC_2(t)$ の直交座標軸 O - x y z に対する各方向成分

30

2 番送信コイル 19 b の巻線の軸方向を示す単位方向ベクトル $V_2(t)$ の直交座標軸 O - x y z に対する各方向成分

次に、図 6 のフローチャートにしたがって、実際の使用例に即して超音波画像処理装置 4 の作用を、実施例 1 と異なる箇所を説明する。

【0060】

本実施例では位置検出プローブ 33 を超音波内視鏡 2 B の鉗子チャンネル 31 の突出口 32 から出すことにより 2 個の送信コイル 19 a、19 b に角度を付けているため、位置検出プローブ 33 の先端（1 番送信コイル 19 a）の突出口 32 から出る方向が凡そ挿入部 7 の挿入軸方向と UP 方向とを含む面内にあると仮定することで先端部 11 の挿入軸まわりの回転角を検出することができる。

40

その検出法を、ステップ S - 13 に示す。しかし、位置検出プローブ 33 は可撓性があるので、1 番送信コイル 19 a の突出口 32 から出る方向が正確に挿入部 7 の挿入軸方向と UP 方向とを含む面内にあるとは言えず、ユーザーが位置検出プローブ 33 を鉗子チャンネル 31 に出し入れする度に、突出口 32 から出る方向が変化することもある。

【0061】

そのため、本実施例のようにユーザーが体腔内で位置検出プローブ 33 を必要に応じて鉗子チャンネル 31 に挿通することで、2 次元超音波画像の位置および方位を検出する使用法では、位置検出プローブ 33 の 2 個の送信コイル 19 a、19 b の単位方向ベクトルだけから正確な 12 時方向ベクトルを得ることは困難であり、補正を行う必要がある。この補正のために、湾曲部 12 の湾曲を利用する。以下、図 6 の最初のステップ S - 11 か

50

ら順次、処理内容を説明する。

ステップ S - 1 1

ユーザーが超音波内視鏡 2 B の先端部 1 1 を関心領域に持っていき、操作部 8 にある湾曲ノブ 1 5 を回動し、例えば図 5 (B) に示すように先端部 1 1 が U P 方向へ向くよう、ラジアル走査式超音波内視鏡 2 B の湾曲部 1 2 を湾曲させた状態にする。

【 0 0 6 2 】

そして、キーボード 5 の湾曲方向キー 5 c を押して、湾曲させた方向が U P 方向、D O W N 方向、R I G H T 方向、L E F T 方向のうち U P 方向であることを指示入力する。

なお、図 6 に示すようにキーボード 5 の湾曲方向キー 5 c で指示入力する代わりに、マウス 1 0 で指示入力を行うようにしても良い。以下で説明するステップ S - 1 2 , S - 1 4 でも同様である。

超音波画像処理装置 4 は、指示を検知すると、位置方位検出装置 3 から入力された 2 番送信コイル 1 9 b の位置 C' の位置ベクトル OC' 、単位方向ベクトル V' の直交座標軸 $O - x y z$ に対する各方向成分を内部のメモリ 2 7 に記憶する。そして、次のステップ S - 1 2 に進む。

【 0 0 6 3 】

ステップ S - 1 2

ユーザーは、再びラジアル走査式超音波内視鏡 2 B の操作部 8 にある湾曲ノブ 1 5 を回動し、図 5 (B) に示すようにラジアル走査式超音波内視鏡 2 B の湾曲部 8 を真っ直ぐに戻した状態で、キーボード 5 の補正キー 5 b を押して、補正を指示する。

超音波画像処理装置 4 は、補正の指示を検知すると、この時刻を $t = 0$ にとり、位置方位検出装置 3 から入力された 1 番送信コイル 1 9 a の位置ベクトル $OC_1(0)$ 、単位方向ベクトル $V_1(0)$ 、2 番送信コイル 1 9 b の位置ベクトル $OC_2(0)$ 、単位方向ベクトル $V_2(0)$ の直交座標軸 $O - x y z$ に対する各方向成分を超音波画像処理装置 4 の内部のメモリ 2 7 に記憶する。そして、次のステップ S - 1 3 に進む。

ステップ S - 1 3

超音波画像処理装置 4 は、メモリ 2 7 から 1 番送信コイル 1 9 a の位置ベクトル $OC_1(0)$ 、単位方向ベクトル $V_1(0)$ 、2 番送信コイル 1 9 b の位置ベクトル OC' 、 $OC_2(0)$ 、単位方向ベクトル V' 、 $V_2(0)$ の直交座標軸 $O - x y z$ に対する各方向成分を読み出し、1 2 時方向ベクトルの補正值 $\cos \theta$ 、 $\sin \theta$ を以下のように算出する。

【 0 0 6 4 】

ここで、 θ は補正前後で得られる 2 つの 1 2 時方向ベクトルの間の角度である。また、補正方向が、2 次元超音波画像において反時計回りの時に θ の符号を正とする。

図 5 (B) のように、超音波内視鏡の先端部 1 1 の軸方向の単位ベクトル $V_2(0)$ と、U P 方向に湾曲させた時の先端部の方向 V' の外積により、2 つのベクトルに直交する 2 次元超音波画像の時刻 $t = 0$ での正確な 3 時方向を示す単位方向ベクトル $V_{03}(0)$ を求める。

$$V_{03}(0) = V_2(0) \times V' / |V_2(0) \times V'|$$

先端部 1 1 の軸方向の単位方向ベクトル $V_2(0)$ と、上式で求めた 3 時方向の単位方向ベクトル $V_{03}(0)$ の外積から、時刻 $t = 0$ での正確な 1 2 時方向ベクトル $V_{12}(0)$ を求める。

$$V_{12}(0) = V_2(0) \times V_{03}(0)$$

次に、1 番送信コイル 1 9 a の突出口 3 2 から出る方向が正確に挿入部 7 の挿入軸方向と U P 方向とを含む面内にあるとは言えないことに起因する、誤差を含む 3 時方向を示す単位方向ベクトル $V_{03}'(0)$ を、位置検出プローブ 3 3 の 2 個の送信コイル 1 9 a、1 9 b の単位方向ベクトルから求める。

【 0 0 6 5 】

1 番送信コイル 1 9 a の突出口 3 2 から出る方向が、凡そ挿入部 7 の挿入軸方向と U P 方向とを含む面内にあると仮定して、下式が成り立つ。

つまり、単位方向ベクトル $V_{03}'(0)$ を下式

$$V_{03}'(0) = V_2(0) \times V_1 / |V_2(0) \times V_1|$$

 から求める。

続いて、単位ベクトル $V_2(0)$ に垂直な 2 次元超音波画像の平面上で求めた 3 つのベクトル $V_{12}(0)$ 、 $V_{03}(0)$ 、 $V_{03}'(0)$ を表すと図 7 のようになる。この平面内で、12 時方向ベクトル $V_{12}(0)$ の補正值となる $\cos \theta$ 、 $\sin \theta$ を算出する。

$\cos \theta$ は、2 つのベクトル $V_{03}(0)$ と $V_{03}'(0)$ の内積 $V_{03}(0) \cdot V_{03}'(0)$ を取ることにより算出する。

【0066】

$$|V_{03}(0)| |V_{03}'(0)| \cos \theta = V_{03}(0) \cdot V_{03}'(0)$$

$$\cos \theta = V_{03}(0) \cdot V_{03}'(0) / |V_{03}(0)| |V_{03}'(0)|$$

$$= V_{03}(0) \cdot V_{03}'(0)$$

$\sin \theta$ は、2 つのベクトル $V_{12}(0)$ と $V_{03}'(0)$ の内積 $V_{12}(0) \cdot V_{03}'(0)$ を取ることにより算出する。

$$|V_{12}(0)| |V_{03}'(0)| \cos(\theta + \pi/2) = V_{12}(0) \cdot V_{03}'(0)$$

$$\sin \theta = -V_{12}(0) \cdot V_{03}'(0) / |V_{12}(0)| |V_{03}'(0)|$$

$$= -V_{12}(0) \cdot V_{03}'(0)$$

ここで、 $|V_{03}(0)|$ 、 $|V_{03}'(0)|$ 、 $|V_{12}(0)|$ は、それぞれのベクトルの絶対値を表し、どのベクトルも単位ベクトルであるため、その値は、どれも 1 である。

【0067】

湾曲させた方向が UP 方向以外の場合は、単位方向ベクトル $V_{12}(0)$ 、 $V_{03}(0)$ は、それぞれ以下のように求めることができる。

DOWN 方向の場合、

$$V_{12}(0) = V_2(0) \times V_{03}(0)、$$

$$V_{03}(0) = V' \times V_2(0) / |V' \times V_2(0)|$$

LEFT 方向の場合、

$$V_{12}(0) = V' \times V_2(0) / |V' \times V_2(0)|、$$

$$V_{03}(0) = V_{12}(0) \times V_2(0)$$

RIGHT 方向の場合、

$$V_{12}(0) = V_2(0) \times V' / |V_2(0) \times V'|、$$

$$V_{03}(0) = V_{12}(0) \times V_2(0)$$

ステップ S - 14、S - 15 は、それぞれ実施例 1 の図 3 のステップ S - 4、S - 5 と同様である。そして、次のステップ S - 16 及びステップ S - 17 に移る。

【0068】

ステップ S - 16

ラジアル走査が実行されると、送信コイル 19a、19b が励起した交流磁場を受信コイル 25 が受信する。そして、位置方位検出装置 3 は、送信コイル 19a、19b の位置・方向データ、すなわち 1 番送信コイル 19a の位置ベクトル $OC_1(t)$ 、単位方向ベクトル $V_1(t)$ 、2 番送信コイル 19b の位置ベクトル $OC_2(t)$ 、単位方向ベクトル $V_2(t)$ の直交座標軸 O - x y z に対する各方向成分を逐次時間の経過と共に作成し、超音波画像処理装置 4 に出力していく。

なお、位置方位検出装置 3 は、単位方向ベクトル $V_1(t)$ 、 $V_2(t)$ の長さをあらかじめ単位長に規格化して出力する。

ステップ S - 17 は、実施例 1 の図 3 のステップ S - 7 と同様である。そして、次のステップ S - 18 に移る。

【0069】

10

20

30

40

50

ステップ S - 18

超音波画像処理装置 4 は、位置方位検出装置 3 から入力された 2 個の送信コイル 19 a、19 b の単位方向ベクトル $V_1(t)$ 、 $V_2(t)$ の直交座標軸 O - x y z に対する各方向成分から、1 番送信コイル 19 a の突出口 32 から出る方向が正確に挿入部 7 の挿入軸方向と U P 方向とを含む面内にあるとは言えないことに起因する、誤差を含む 12 時方向ベクトル $V_{12}'(t)$ の直交座標軸 O - x y z に対する各方向成分を算出する。

つづいて、誤差を含む 12 時方向ベクトル $V_{12}'(t)$ の直交座標軸 O - x y z に対する各方向成分を補正值 $\cos \theta$ 、 $\sin \theta$ を用いて正確な 12 時方向ベクトル $V_{12}(t)$ の直交座標軸 O - x y z に対する各方向成分に補正する。

【0070】

10

そして、本実施例の「2 次元超音波画像の位置および方位」である送信コイル 19 b の位置ベクトル $OC_2(t)$ 、送信コイル 19 b の単位方向ベクトル $V_2(t)$ 、12 時方向ベクトル $V_{12}(t)$ の直交座標軸 O - x y z に対する各方向成分と、2 次元超音波画像とを同期して関連付けて HDD 26 へ記録する。以下に、12 時方向ベクトル $V_{12}(t)$ の直交座標軸 O - x y z に対する各方向成分を算出する方法を詳述する。

はじめに、1 番送信コイル 19 a の突出口 32 から出る方向が凡そ、挿入部 7 の挿入軸方向と U P 方向とを含む面内にあると仮定すると、誤差を含む 12 時方向ベクトル $V_{12}'(t)$ は以下になる。

まず、単位方向ベクトル $V_2(t)$ と、単位方向ベクトル $V_1(t)$ の外積により、2 つのベクトルに直交する誤差を含む 3 時方向ベクトル $V_{03}'(t)$ を求める。

20

【0071】

$$V_{03}'(t) = V_2(t) \times V_1(t) / |V_2(t) \times V_1(t)|$$

単位方向ベクトル $V_2(t)$ と、上式で求めた誤差を含む 3 時方向ベクトル $V_{03}'(t)$ の外積から、誤差を含む 12 時方向ベクトル $V_{12}'(t)$ を求める。

$$V_{12}'(t) = V_2(t) \times V_{03}'(t)$$

上式から、誤差を含む 12 時方向ベクトル $V_{12}'(t)$ の直交座標軸 O - x y z に対する各方向成分が算出される。

続いて、誤差を含む 12 時方向ベクトル $V_{12}'(t)$ を以下のように、補正值 θ を用いて正確な 12 時方向ベクトル $V_{12}(t)$ に補正する。

【0072】

30

誤差を含む 12 時方向ベクトル $V_{12}'(t)$ の直交座標軸 O - x y z に対する各方向成分を $x_{12}'(t)$ 、 $y_{12}'(t)$ 、 $z_{12}'(t)$ とすれば下式が成り立つ。

$$V_{12}'(t) = x_{12}'(t) i + y_{12}'(t) j + z_{12}'(t) k$$

12 時方向ベクトル $V_{12}(t)$ の直交座標軸 O - x y z に対する各方向成分を $x_{12}(t)$ 、 $y_{12}(t)$ 、 $z_{12}(t)$ とすれば下式が成り立つ。

$$V_{12}(t) = x_{12}(t) i + y_{12}(t) j + z_{12}(t) k$$

12 時方向ベクトル $V_{12}(t)$ は、誤差を含む 12 時方向ベクトル $V_{12}'(t)$ を、単位方向ベクトル $V_2(t)$ を中心に θ 回転することにより算出することができる。

【0073】

回転方法は図 8 に示すように、単位方向ベクトル $V_2(t)$ 軸を任意の軸（今回は z 軸）に一致させるように回転させて、その軸回りに θ 回転した後、またもとの状態にもどす。

40

回転の順番は、以下の通りである。

【0074】

1. z 軸回りに - α 回転 その回転行列： $R_z(-\alpha)$
2. y 軸回りに - β 回転 その回転行列： $R_y(-\beta)$
3. z 軸回りに θ 回転 その回転行列： $R_z(\theta)$
4. y 軸回りに β 回転 その回転行列： $R_y(\beta)$
5. z 軸回りに α 回転 その回転行列： $R_z(\alpha)$

なお、上記の回転行列 R_z 、 R_y は、その各成分を任意の角度 φ の関数として、下式で

50

定義される。

【数 2】

$$R_z(\phi) = \begin{pmatrix} \cos \phi & -\sin \phi & 0 \\ \sin \phi & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$R_y(\phi) = \begin{pmatrix} \cos \phi & 0 & \sin \phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \phi & 0 & \cos \phi \end{pmatrix}$$

10

【0075】

単位方向ベクトル $V_2(t)$ を中心に θ 回転する回転行列は、このように定義された回転行列を用いて下式で求められる。

$$R_{V_2}(\theta) = R_z(\alpha) R_y(\beta) R_z(\theta) R_y(-\beta) R_z(-\alpha)$$

20

図 8 のように、単位方向ベクトル $V_2(t)$ の直交座標軸 $O - xyz$ に対する各方向成分を $x_2(t)$ 、 $y_2(t)$ 、 $z_2(t)$ とすれば下式が成り立つ。

【0076】

$$V_2(t) = x_2(t) i + y_2(t) j + z_2(t) k$$

そして、以下の値が得られる。

$$\cos \alpha = x_2(t) / \{x_2(t)^2 + y_2(t)^2\}^{1/2}$$

$$\sin \alpha = y_2(t) / \{x_2(t)^2 + y_2(t)^2\}^{1/2}$$

$$\cos \beta = z_2(t)$$

$$\sin \beta = \{x_2(t)^2 + y_2(t)^2\}^{1/2}$$

12 時方向ベクトル $V_{12}(t)$ は、下式で求められる。

30

【数 3】

$$\begin{pmatrix} x_{12}(t) \\ y_{12}(t) \\ z_{12}(t) \end{pmatrix} = R_{V_2}(\theta) \begin{pmatrix} x_{12}'(t) \\ y_{12}'(t) \\ z_{12}'(t) \end{pmatrix}$$

40

【0077】

このように $\cos \alpha$ 、 $\sin \alpha$ 、 $\cos \beta$ 、 $\sin \beta$ が、単位方向ベクトル $V_2(t)$ の直交座標軸 $O - xyz$ に対する各方向成分 $x_2(t)$ 、 $y_2(t)$ 、 $z_2(t)$ から算出され、算出された $\cos \alpha$ 、 $\sin \alpha$ 、 $\cos \beta$ 、 $\sin \beta$ から回転行列 $R_z(\alpha)$ 、 $R_y(\beta)$ 、 $R_y(-\beta)$ 、 $R_z(-\alpha)$ が求められる。

一方、ステップ S-13 で算出した $\cos \theta$ 、 $\sin \theta$ から回転行列 $R_z(\theta)$ が求められる。そして、求められた回転行列 $R_z(\alpha)$ 、 $R_y(\beta)$ 、 $R_y(-\beta)$ 、 $R_z(-\alpha)$ と、回転行列 $R_z(\theta)$ とから 12 時方向ベクトル $V_{12}(t)$ を算出するための回転行列 $R_{V_2}(\theta)$ が求められる。

50

【 0 0 7 8 】

さらに、上述したように単位方向ベクトル $V_1(t)$ 、 $V_2(t)$ の直交座標軸 $O - x y z$ に対する各方向成分から、既に誤差を含む 1 2 時方向ベクトル $V_{12}'(t)$ の直交座標軸 $O - x y z$ に対する各方向成分 $x_{12}'(t)$ 、 $y_{12}'(t)$ 、 $z_{12}'(t)$ が算出されている。

よって、超音波画像処理装置 4 は、直交座標軸 $O - x y z$ に対する各方向成分 $x_{12}'(t)$ 、 $y_{12}'(t)$ 、 $z_{12}'(t)$ と回転行列 $R_{V_2}(\theta)$ とから、上式を用いて、1 2 時方向ベクトル $V_{12}(t)$ の直交座標軸 $O - x y z$ に対する各方向成分 $x_{12}(t)$ 、 $y_{12}(t)$ 、 $z_{12}(t)$ を算出する。そして、次のステップ S - 1 9 に進む。

【 0 0 7 9 】

ステップ S - 1 9

次に、ユーザーがキーボード 5 の走査制御キー 5 a を押して、走査終了を指示したかが判断される。ユーザーが走査終了を指示した場合は、YES となって、次の処理 S - 2 0 へ進む。それ以外の場合は、S - 1 5 の処理へジャンプし、上述した処理を繰り返す。

ステップ S - 2 0 は、実施例 1 の図 3 のステップ S - 1 0 と同様である。

その他の作用は実施例 1 と同じである。

本実施例は、以下の効果を有する。

このような構成および作用をする本実施例によれば、超音波内視鏡 2 B の鉗子チャンネル 3 1 に挿通された位置検出プローブ 3 3 の出方による 1 2 時方向の誤差を補正することができる。

これにより、超音波内視鏡 2 B が体腔内にある状態で、位置検出プローブ 3 3 を鉗子チャンネル 3 1 の突出口 3 2 から出す時に、位置検出プローブ 3 3 の先端の出る方向がわからなくても、2 次元超音波画像の 1 2 時方向を正確に算出することができ、高精度な 3 次元画像が構築可能となる。

【 0 0 8 0 】

また、本実施例では、実施例 1 とは異なり、2 個の送信コイル 1 9 a、1 9 b を使用していることで、常に 2 次元超音波画像の 1 2 時方向を検出し、それに補正を行うことにより、2 次元超音波画像の正確な 1 2 時方向を算出しているため、超音波画像取得時の移動の際に、ユーザーはラジアル走査式超音波内視鏡 2 B を挿入軸まわりに回転させながら、ラジアル走査式超音波内視鏡 2 B を進退させても、高精度な 3 次元画像の構築が可能となる。

また、本実施例によれば、鉗子チャンネル 3 1 内に挿通し、着脱可能に固定されている位置検出プローブ 3 3 内に 1 番送信コイル 1 9 a と 2 番送信コイル 1 9 b とを設けたため、2 次元超音波画像の位置および方位を得る必要のあるときにのみ鉗子チャンネル 3 1 内に位置検出プローブ 3 3 を挿通して使用できる。

【 0 0 8 1 】

従って、処置の際に処置具を挿通したり、超音波の伝播に必要な水を注水したりするときには位置検出プローブ 3 3 を鉗子チャンネル 3 1 から引き抜いて鉗子チャンネル 3 1 を処置や注水等のほかの用途に用いることができる。

さらにこのように鉗子チャンネル 3 1 を多目的に使用することができるので、鉗子チャンネル 3 1 を設けたラジアル走査式超音波内視鏡 2 B の外径を太くすることなく 2 次元超音波画像の位置および方位を検出することができる。

本実施例におけるその他の効果は、実施例 1 と同じである。

【 0 0 8 2 】

次に本実施例の変形例を説明する。

本実施例では、鉗子チャンネル 3 1 の突出口 3 2 の曲がり方が UP 方向についていたが、どの方向でも良い。

また、超音波内視鏡 2 B の先端部 1 1 に角度を付けた 2 個以上の送信コイルまたは受信コイルを内蔵しても良い。このときには、先端部 1 1 に送信コイルを組み付ける時に、送信コイルの位置または方向に誤差があった場合にも、2 次元超音波画像の 1 2 時方向の誤

10

20

30

40

50

差を補正することができる。

また、本実施例では、送信コイル 19 b の単位方向ベクトルを使用して 1 2 時方向ベクトルの算出を行ったが、実施例 1 の変形例で示したように、送信コイル 19 b の位置ベクトルを使用しても良い。

【 0 0 8 3 】

また、本実施例では、送信コイル 19 a、19 b を位置検出プローブ 33 に設け、送信コイル 19 a、19 b が交流磁場を励起し、送信コイル 19 a、19 b とは別に設けた受信コイル 25 が交流磁場を検出し、位置方位検出装置 3 が受信コイル 25 が出力する位置電気信号を基に送信コイル 19 a、19 b の位置・方位データを算出して出力し、超音波画像処理装置 4 が位置・方位データを基に 2 次元超音波画像の位置および方位を算出するよう構成したが、送信コイル 19 a、19 b と受信コイル 25 との位置を逆に配置して受信コイル 25 を位置検出プローブ 33 に設け、位置電気信号より受信コイル 25 の位置・方位データを算出するよう構成しても良い。

その他の変形例は、実施例 1 の場合と同じである。

【実施例 3】

【 0 0 8 4 】

次に本発明の実施例 3 を説明する。まず、その構成を説明する。本実施例の位置検出プローブ 33 B の構成を図 9 に示す。なお、本発明は、この実施例のみに限定されるものでない。

本実施例は、図 4 に示す実施例 2 の位置検出プローブ 33 とは以下の点が異なる。

実施例 2 では、位置検出プローブ 33 を直線状に延ばしたときに、2 個の送信コイル 19 a、19 b が巻き線軸が一直線上になるように間隔を空けて位置検出プローブ 33 に内蔵されていたが、本実施例では、巻線の軸が直交する 2 つのコイル 19 a、19 b を一体にした送信コイル 37 が位置検出プローブ 33 B に内蔵されている。

一方のコイル 19 a を形成する第 1 の巻線の軸は、図 9 に示すように位置検出プローブ 33 B の長手方向であり、図 9 では単位方向ベクトル $V_a(t)$ で示されている。他方のコイル 19 b を形成する第 2 の巻線の軸は、図 9 に示すように位置検出プローブ 33 B の長手方向に垂直な方向であり、図 9 では単位方向ベクトル $V_b(t)$ で示されている。その他の構成は実施例 2 と同じである。次に本実施例の作用を説明する。

【 0 0 8 5 】

位置方位検出装置 3 は、原点 O を受信コイル 25 上に定義して、ユーザーが被検者を検査する実際の空間上に直交座標軸 $O - x y z$ とその正規直交基底（各軸方向の単位ベクトル） i 、 j 、 k を設定する。

そして、位置方位検出装置 3 は、受信コイル 25 からの位置電気信号を基に、 t を時間にとり、 t の関数として、送信コイル 37 の位置・方位データを算出し、超音波画像処理装置 4 へ出力する。本実施例の位置・方位データは、図 9 に示した以下のベクトルの各方向成分である。

送信コイル 37 の位置 $C(t)$ の位置ベクトル $OC(t)$ の直交座標軸 $O - x y z$ に対する各方向成分

送信コイル 37 の第 1 の巻線の軸方向を示す単位方向ベクトル $V_a(t)$ の直交座標軸 $O - x y z$ に対する各方向成分

送信コイル 37 の第 2 の巻線の軸方向を示す単位方向ベクトル $V_b(t)$ の直交座標軸 $O - x y z$ に対する各方向成分

ユーザーは、実施例 2 と同様に、位置検出プローブ 33 B を円形の断面を持つ鉗子チャンネル 31 へ挿通し固定する。

【 0 0 8 6 】

そして、ユーザーは、実施例 2 と同様に、湾曲ノブ 15、湾曲方向キー 5 c、補正キー 5 b を用いて、超音波画像処理装置 4 へ補正の指示を入力する。

超音波画像処理装置 4 は、この指示入力から、実施例 2 と同様の作用で、以下に示す 2 次元超音波画像の位置および方位を算出する。

２次元超音波画像の中心の位置ベクトル $O C(t)$ の直交座標軸 $O - x y z$ に対する各方向成分

２次元超音波画像の法線の単位方向ベクトル $V(t)$ の直交座標軸 $O - x y z$ に対する各方向成分

２次元超音波画像の１２時方向ベクトル $V_{12}(t)$ の直交座標軸 $O - x y z$ に対する各方向成分

その他の作用は実施例２と同じである。

【００８７】

本実施例は、以下の効果を有する。

従来の技術として上述した特開２００１－１４５６３０号公報に開示されている超音波診断装置においては、位置センサプローブをチャンネルの体内操作部側の開口に回転を防止した状態で挿入可能な、鉗子チャンネルの体内挿入部側開口部の非円形断面部に係合する非円形断面部を設けた特別な位置センサ固定部材を設けていた。

しかし、本実施例では、ユーザーは、実施例２と同様に、湾曲ノブ１５、湾曲方向キー５ｃ、補正キー５ｂを用いて、超音波画像処理装置４へ補正の指示を入力し、超音波画像処理装置４は、この指示入力から、実施例２と同様の作用で、２次元超音波画像の位置および方位を算出するよう構成した。

【００８８】

このため、鉗子チャンネル３１に位置検出プローブ３３Ｂを挿入する際に、鉗子チャンネル３１に対する位置検出プローブ３３Ｂの回転を防止しないで、送信コイル３７の向きを一意的に決定できないことによる、２次元超音波画像の１２時方向の誤差を簡単に補正することができる。従って、特別な位置センサ固定部材を設ける必要はなく、一般に普及している断面が円形の管状の鉗子チャンネル３１を有した超音波内視鏡２Ｂを用いることができる。

また、仮にこの種の特別な位置センサ固定部材を設けた上で、位置検出プローブ３３Ｂが回転してしまっても、２次元超音波画像の１２時方向の誤差を簡単に補正することができる。

【００８９】

実施例２では、位置検出プローブ３３を超音波内視鏡２Ｂの鉗子チャンネル３１の突出口３２から出すことにより２個の送信コイル１９ａ、１９ｂに角度を付けるよう構成したが、本実施例では巻線の軸が直交する２つのコイル１９ａ、１９ｂを一体化した送信コイル３７が位置検出プローブ３３Ｂに内蔵されるよう構成したため、位置検出プローブ３３Ｂを鉗子チャンネル３１の突出口３２から出す必要はなく、ラジアル走査式超音波内視鏡２Ｂの操作性が一層良い。その他の効果は実施例２と同じである。

次に本実施例の変形例を説明する。

本実施例では、巻線の軸が直交する２つのコイル１９ａ、１９ｂを一体化した送信コイル３７を用いたが、２つのコイルは、巻線の軸が平行でなければ任意の方向で良い。また、３つのコイルを一体化した送信コイルでも良い。その他の変形例は、実施例２の場合と同じである。

【実施例４】

【００９０】

次に本発明の実施例４を説明する。まず、その構成を説明する。本実施例のラジアル走査式超音波内視鏡２Ｃの先端側の主要な構成を図１０に示す。なお、本発明は、この実施例の構成に限定されるものでない。

本実施例では、図１に示す実施例１のラジアル走査式超音波内視鏡２とは以下の点が異なる。

実施例１では、ラジアル走査式超音波内視鏡２として、超音波振動子１８をフレキシブルシャフト２１でモータ２２につなぎ、モータ２２により回転させてラジアル走査を行う機械式のラジアル走査式超音波内視鏡２を用いていたが、本実施例では、電子ラジアル走査式のラジアル走査式超音波内視鏡２Ｃを用いている。

【 0 0 9 1 】

先端部 1 1 には、その外周面に沿って多数の短冊状の超音波振動子 4 1 が環状に配列された超音波振動子アレイ 4 2 が設けられている。より具体的には、先端部 1 1 の挿入軸の所定の位置に、その挿入軸を中心として環状部分には、複数の超音波振動子 4 1 が設けられている。

超音波振動子アレイ 4 2 を形成する各超音波振動子 4 1 には、信号線 4 3 が接続され、その信号線 4 3 は、挿入部 7 内などを挿通され、外部の超音波画像処理装置 4 へ接続される。

各超音波振動子 4 1 を駆動するためのパルス状の送信駆動電圧と、超音波振動子 4 1 からの超音波エコー信号とがこの信号線 4 3 を介して送受される。そして、複数の超音波振動子 4 1 によって超音波を送受波して、挿入軸に垂直な平面において超音波の電子ラジアル走査を行えるようになっている。

10

【 0 0 9 2 】

先端部 1 1 は、実施例 1 のように、送信コイル 1 9 を 1 個内蔵している。その他の構成は実施例 1 と同じである。

次に本実施例の作用を説明する。

本実施例は、実施例 1 とは 2 次元超音波画像を取得する作用、特にラジアル走査の作用が異なる。以下、異なる箇所のみ説明する。

超音波振動子アレイ 4 2 を構成する超音波振動子 4 1 のうち、一部かつ複数の超音波振動子 4 1 は、超音波画像処理装置 4 からのパルス電圧状の送信駆動電圧を受け取って媒体の疎密波である超音波に変換する。

20

【 0 0 9 3 】

この際、各送信駆動電圧が各超音波振動子 4 1 に到着する時刻が異なるよう、超音波画像処理装置 4 が各送信駆動電圧に遅延をかけている。この遅延は、各超音波振動子 4 1 が作成する超音波が被検者内で重ね合わせられたときに一本の超音波ビーム 4 6 を形成するようにかけられる。

超音波ビーム 4 6 は、ラジアル走査式超音波内視鏡 2 C 外部へと照射され、被検者内からの反射波が超音波ビーム 4 6 とは逆の経路を辿って各超音波振動子 4 1 へ戻る。各超音波振動子 4 1 は、反射波を電気的なエコー信号に変換して送信駆動電圧とは逆の経路で超音波画像処理装置 4 へ伝達する。

30

【 0 0 9 4 】

超音波画像処理装置 4 は、超音波ビーム 4 6 が挿入部 7 に垂直な平面 4 5 内をラジアル走査をするよう、超音波ビーム 4 6 の形成に関与する複数の超音波振動子 4 1 を選択し直し、再び送信駆動電圧を送信する。

このようにして超音波ビーム 4 6 の送信角度が符号 4 7 で示すように変わっていく。これを反復的に繰り返すことにより、いわゆる電子ラジアル走査が実現する。そして、上記平面 4 5 内でラジアル走査することにより、この平面 4 5 に対応する 2 次元ラジアル走査の超音波画像が得られることになる。

【 0 0 9 5 】

実施例 1 では、2 次元超音波画像を、超音波画像処理装置 4 がその 1 2 時方向をラジアル走査式超音波内視鏡 2 に対してどの方向に向けて作成するかは、ロータリエンコーダ 2 3 からの角度の出力値が決定していたが、本実施例では、超音波画像処理装置 4 が超音波ビーム 4 6 の形成に関与する複数の超音波振動子 4 1 を選択し直し、再び送信駆動電圧を送信するため、超音波画像処理装置 4 が 1 2 時方向としてどの超音波振動子 4 1 を選択するかで決定することになる。

40

その他の作用は、実施例 1 と同じである。

【 0 0 9 6 】

本実施例は、以下の効果を有する。

実施例 1 では、超音波振動子 1 8 を回転させる機械式ラジアル走査を採用しているため、フレキシブルシャフト 2 1 のねじれが生じる可能性がある。そのため、フレキシブルシ

50

ャフト 2 1 のねじれに起因して、ロータリエンコーダ 2 3 の角度出力と実際の超音波振動子 1 8 との間に角度ずれが生じる可能性があり、これが元になって 2 次元超音波画像の 1 2 時方向が実際のラジアル走査式超音波内視鏡 2 の 1 2 時方向がずれる可能性がある。

これに対して、本実施例によれば、ラジアル走査式超音波内視鏡として電子ラジアル走査を行うラジアル走査式超音波内視鏡 2 C を採用し、2 次元超音波画像の 1 2 時方向は超音波画像処理装置 4 が 1 2 時方向としてどの超音波振動子 4 1 を選択するかで決定する構成にしたため、この 1 2 時方向のずれが生じることを防ぐことができる。

【0097】

さらに、本実施例では、血流と、血流を含んだ組織を超音波 3 次元画像により表示する際、ドップラー効果を用いた血流情報を簡単な操作で取得することができる。その他の効果は、実施例 1 と同じである。

10

次に本実施例の変形例を説明する。

本実施例では、ラジアル走査式超音波内視鏡 2 C の挿入部 7 の先端において、超音波振動子 4 1 を短冊状に細かく切断し、挿入部 7 の周囲に環状のアレイ 4 2 として配列させたが、超音波振動子 4 1 のアレイは 3 6 0 ° 全周に設けても、それより欠けても良い。例えば 2 7 0 ° や 1 8 0 ° のように挿入部 7 の周囲の一部に設けても良い。

【0098】

本実施例では先端部 1 1 は、実施例 1 のように、送信コイル 1 9 を 1 個内蔵するよう構成したが、実施例 2 や実施例 3 のように、ラジアル走査式超音波内視鏡 2 C に、挿入部 7 内の管路として、先端部 1 1 の開口と円形の断面とを備えた鉗子チャンネル 3 1 を設け、細径で可撓性のある材質からなる 2 個の送信コイル 1 9 a、1 9 b を設けた位置検出プローブ 3 3 が鉗子チャンネル 3 1 に挿通されるよう構成しても良い。

20

また、本実施例では、送信コイル 1 9 をラジアル走査式超音波内視鏡 2 C の先端部 1 1 に設け、送信コイル 1 9 が交流磁場を励起し、送信コイル 1 9 とは別に設けた受信コイル 2 5 が交流磁場を検出し、位置方位検出装置 3 が受信コイル 2 5 が出力する位置電気信号を基に送信コイル 1 9 の位置・方位データを算出して出力するようにしている。

【0099】

そして、超音波画像処理装置 4 が位置・方位データを基に 2 次元超音波画像の位置および方位を算出するよう構成したが、送信コイル 1 9 と受信コイル 2 5 との位置を逆にして受信コイル 2 5 を先端部 1 1 に設け、位置電気信号より受信コイル 2 5 の位置・方位データを算出するよう構成しても良い。

30

その他の変形例は、実施例 1 の場合と同じである。

【実施例 5】

【0100】

次に本発明の実施例 5 を説明する。まず、その構成を説明する。本実施例の超音波診断装置 1 D の構成を図 1 1 に示す。なお、本発明は、この実施例の構成に限定されるものでない。

本実施例では、図 1 に示す実施例 1 の超音波診断装置 1 とは以下の点が異なる。

本実施例では、超音波画像処理装置 4 は、実施例 1 の構成に加えて、超音波画像作成部 5 1、スライス画像データ記憶部 5 2、ガイド画像作成部 5 3、制御部 5 4、画像合成部 5 5 とを有する。

40

制御部 5 4 は、スライス画像データ記憶部 5 2 に指令が出力できるよう、信号線で接続されている。さらに制御部 5 4 は、マウス 1 0 及びキーボード 5 と制御線で直接接続されている。

【0101】

スライス画像データ記憶部 5 2 には解剖学的な画像情報として、複数のスライス画像データ（以下、単にスライス画像データ）が記憶されている。

このスライス画像データは、被検者以外の凍結人体を 1 mm ピッチで平行にスライスして撮った一辺 4 0 c m の正方形の写真データを、さらに画素ごとに臓器別に分類後、色分けして得た画像データである。写真データの一辺を 4 0 c m にしたのは、体軸に垂直な人

50

体の横断面全体がほぼ入る大きさだからである。

位置方位検出装置 3 は、先端部 11 の位置方位を検出するための送信コイル 19 だけでなく、被検者の姿勢も常時検出するための姿勢検出コイル 57 が接続されている。姿勢検出コイル 57 は磁場を発生する、互いに一直線上にない、3 個の送信コイルを内蔵配置した盤である。そして、姿勢検出コイル 57 は、図示しない付属のベルトで身体にくくり付けられる。

【0102】

その他の構成は、実施例 1 と同じである。

次に本実施例の作用を説明する。

本実施例の超音波診断装置 1D では、以下の処理を行う。

図 11 の各矢印線は以下の通りの信号、データの流れを示す。

実線は、位置に関わる信号・データの流れ、

破線は、超音波に関わる信号・データの流れ、

太線は、最終的な表示画像に関わる信号・データの流れ、

点線の曲線は、ガイド画像データの流れ

実線の曲線は、それ以外の制御に関わる信号・データの流れを示す。

【0103】

ユーザーは、スライス画像データ記憶部 52 に予め記憶された解剖学的な画像情報、すなわちスライス画像データ上で解剖学的に特徴のある点（以下、「特徴点」と定義して呼ぶ）を指定しておく。

次に、ユーザーは、被検者の体腔内にラジアル走査式超音波内視鏡 2 を挿入する。

次に、ユーザーは、特徴点と解剖学的に対応する被検者の体表もしくは体腔内管腔表面上の点（以下、「標本点」と定義して呼ぶ）の座標成分を取得する。

具体的には以下の通りである。位置方位検出装置 3 は、実施例 1 と同様に、原点 O を受信コイル 25 上に定義して、ユーザーが被検者を検査する実際の空間上に直交座標軸 $O - x y z$ とその正規直交基底（各軸方向の単位ベクトル） i, j, k を固定する。

【0104】

ユーザーは、ラジアル走査式超音波内視鏡 2 の挿入端が標本点に到達したときに、キーボード 5 もしくはマウス 10 で到達したことを指定する。位置方位検出装置 3 は、このときの送信コイル 19 の位置・方位データを超音波画像処理装置 4 へ出力する。超音波画像処理装置 4 は、この位置・方位データのうち、送信コイル 19 の位置の直交座標軸 $O - x y z$ 上での各方向成分を標本点の座標成分として認識する。

次に、ユーザーは、キーボード 5 の走査制御キー 5a を押して、ラジアル走査を開始するように指示すると、実施例 1 と同様の作用で超音波振動子 18 がラジアル走査を行う。

次に、超音波画像作成部 51 は、ラジアル走査に伴いラジアル走査式超音波内視鏡 2 より出力された超音波エコー信号をもとに、2 次元超音波画像を順次作成する。

【0105】

同時に、位置方位検出装置 3 は、送信コイル 19 の位置・方位データと姿勢検出コイル 57 の配向のデータとを順次超音波画像処理装置 4 へ出力する。

同時に、ガイド画像作成部 53 は、各特徴点の座標と各標本点の座標とを照合することで、直交座標軸 $O - x y z$ と、スライス画像データ記憶部 52 に記憶されたスライス画像データに固定された図示しない座標系とを対応づける。この際、ガイド画像作成部 53 は、姿勢検出コイル 57 の配向のデータで被検者の体動を補正して対応づける。

ガイド画像作成部 53 は、送信コイル 19 の位置・方位データから、送信コイル 19 の位置 $C(t)$ に対応するスライス画像データ内の対応点の位置と、送信コイル 19 の巻線の軸方向を示す単位方向ベクトル $V(t)$ のスライス画像データ内の対応ベクトルとを算出する。

【0106】

ここで送信コイル 19 は、先端部 11 の超音波振動子 18 の近傍に固定されているので、その位置は超音波振動子 18 のラジアル走査の中心と考えてよく、送信コイル 19 の位

10

20

30

40

50

置ベクトル $OC(t)$ は、結局、２次元超音波画像の中心の位置ベクトルと考えて実質的に差し支えない。

また、送信コイル 19 は、挿入部 7 の挿入軸方向に巻線の軸が固定されており、巻線の軸が超音波振動子 18 のラジアル走査の走査面に対して垂直となっているため、単位方向ベクトル $V(t)$ は、結局、２次元超音波画像の法線の単位方向ベクトルと考えて実質的に差し支えない。

そこで、ガイド画像作成部 53 は、スライス画像データから、送信コイル 19 の位置 $C(t)$ に対応するスライス画像データ内の対応点を中心にし、単位方向ベクトル $V(t)$ のスライス画像データ内の対応ベクトルを法線とする平面上にあるデータを抽出し、データ間を補間し、２次元超音波画像のガイド画像として画像合成部 55 へ出力する。

10

【0107】

ガイド画像の 12 時方向は、単位方向ベクトル $V(t)$ を法線とする平面と、あらかじめガイド画像作成部 53 に設定しておいた或る初期方向と単位方向ベクトル $V(t)$ とを含む平面との交線方向に対応するスライス画像データ内の対応ベクトルとする。

画像合成部 55 は、超音波画像作成部 51 で作成された２次元超音波画像と、ガイド画像作成部 53 で作成されたガイド画像とを並べて合成し、モニタ 6 へ出力する。

モニタ 6 は、合成された２次元超音波画像と、ガイド画像とを並べて表示する。図 12 にモニタ 6 の表示画面を示す。表示画面の右側には、超音波走査に併せて作成される２次元超音波画像 Ia が表示されている。

図 12 の２次元超音波画像 Ia は、挿入部 7 を消化管、気管等の体腔に挿入し、超音波振動子 18 がラジアル走査して得た２次元超音波画像であり、２次元超音波画像 Ia 上に体腔の内壁 61 が描出されている。

20

【0108】

表示画面左側の子画面には２次元超音波画像 Ia に併せて作成されるガイド画像 Ib が表示されている。ガイド画像 Ib は、被検者の体表 62 までを含んだ広い領域の画像である。

さらに、ガイド画像作成部 53 の作用により、ガイド画像 Ib 上には広い領域の中での２次元超音波画像 Ia の位置（画像領域）を示す２次元超音波画像マーカ M が重畳表示されている。

超音波振動子 18 がラジアル走査を行う度に、上述の作用は反復的に繰り返され、２次元超音波画像 Ia とその位置を示すガイド画像 Ib とがリアルタイムに更新されつつ表示される。

30

さて、以上で述べた作用では、ガイド画像 Ib と２次元超音波画像 Ia の中心と法線は一致しているものの、12 時方向については、単位方向ベクトル $V(t)$ を法線とする平面と、あらかじめガイド画像作成部 53 に設定しておいた或る初期方向と単位方向ベクトル $V(t)$ とを含む平面との交線方向に対応するスライス画像データ内の対応ベクトルであるため、一致していない。

【0109】

そこで、本実施例の超音波診断装置 1D では以下のように作用し、一致させるようガイド画像 Ib を補正する。

40

実施例 1 の図 3 のステップ $S-1$ と同様に、ユーザーがラジアル走査式超音波内視鏡 2 の先端部 11 を関心領域に持っていき、操作部 8 にある湾曲ノブ 15 を回動し、例えば図 2 (B) に示すように先端部 11 が UP 方向へ向くよう、ラジアル走査式超音波内視鏡 2 の湾曲部 12 を湾曲させた状態にし、キーボード 5 の湾曲方向キー 5c を押す。

そして、湾曲させた方向が UP 方向、DOWN 方向、RIGHT 方向、LEFT 方向のうち UP 方向であることを指示入力する。超音波画像処理装置 4 は、指示を検知すると、位置方位検出装置 3 から入力された送信コイル 19 の位置 C' の位置ベクトル OC' 、単位方向ベクトル V' の直交座標軸 $O-xyz$ に対する各方向成分をメモリ 27 に記憶する。

【0110】

50

次に、実施例 1 の図 3 のステップ S - 2 と同様に、ユーザーが再びラジアル走査式超音波内視鏡 2 の操作部 8 にある湾曲ノブ 15 を回動し、図 2 (B) に示すようにラジアル走査式超音波内視鏡 2 の湾曲部 12 を真っ直ぐに戻した状態で、キーボード 5 の補正キー 5 b を押して、補正を指示する。

超音波画像処理装置 4 は、補正の指示を検知すると、この時刻を $t = 0$ にとり、位置方位検出装置 3 から入力された送信コイル 19 の位置ベクトル $OC(0)$ 、単位方向ベクトル $V(0)$ の直交座標軸 $O - xyz$ に対する各方向成分をメモリ 27 に記憶する。

次に、ガイド画像作成部 53 は、次に、実施例 1 の図 3 のステップ S - 3 と同様に、メモリ 27 から位置ベクトル OC' 、 $OC(0)$ 、単位方向ベクトル V' 、 $V(0)$ の直交座標軸 $O - xyz$ に対する各方向成分を読み出し、2 次元超音波画像の 12 時方向ベクトルを算出する。

10

【0111】

次に、ガイド画像作成部 53 は、算出した 12 時方向ベクトルで新たにガイド画像 I b を作成し、画像合成部 55 へ出力する。

次に、画像合成部 55 は、超音波画像作成部 51 で作成された 2 次元超音波画像 I a と、ガイド画像作成部 53 で作成された新たなガイド画像 I b とを合成し、モニタ 6 へ出力する。そして、ガイド画像作成部 53 は、算出した 12 時方向ベクトルを新たな初期方向とする。

以降、ガイド画像作成部 53 は、位置方位検出装置 3 から単位方向ベクトル $V(t)$ の直交座標軸 $O - xyz$ に対する各方向成分が順次入力されるたびに、単位方向ベクトル $V(t)$ を法線とする平面と、この新たな初期方向と単位方向ベクトル $V(t)$ とを含む平面との交線方向に対応するスライス画像データ内の対応ベクトルを 12 時方向としてガイド画像 I b を作成していく。

20

【0112】

このように作用することで、ユーザーが補正キー 5 b を押す度に、図 12 に示すガイド画像 I b と 2 次元超音波画像 I a の 12 時方向が一致するよう補正される。ガイド画像 I b と 2 次元超音波画像 I a との中心と法線は常に一致しているため、この補正はモニタ 6 の表示画面上では図 12 に示すような送信コイル 19 の位置 $C(t)$ に対応する対応点 P のまわりのガイド画像 I b 全体の回転 R となって現れる。

その他の作用は実施例 1 と同じである。

30

本実施例は、以下の効果を有する。

このような構成および、作用をする本実施例によれば、ラジアル走査式超音波内視鏡 2 に内蔵する送信コイル 19 が、1 個であっても、ラジアル走査式超音波内視鏡 2 を湾曲させることにより、正確なガイド画像 I b が表示可能となる。

【0113】

このことにより、送信コイル 19 を 2 個内蔵する必要が無く、従来内視鏡に装備されている湾曲機能を利用することにより、先端部 11 が小型で、挿入性の良い位置検出機能を持ったラジアル走査式超音波内視鏡 2 でのガイド画像 I b の作成が実現可能となる。

また、先端部 11 が小型にできることにより、体腔内にラジアル走査式超音波内視鏡 2 を挿入する際に被検者の苦痛の軽減が可能となる。

40

次に本実施例の変形例を説明する。

ガイド画像 I b は、ラジアル走査式超音波内視鏡 2 のラジアル走査位置と挿入形状をあわせて表示してもよく、ラジアル走査位置のみの表示でもよく、ラジアル走査位置がない挿入形状のみの表示でもよく、ラジアル走査の走査面の表示でも良い。

【0114】

また、本実施例では、ガイド画像 I b を 2 次元超音波画像 I a と並べて表示させるよう構成したが、ガイド画像 I b を 2 次元超音波画像 I a 上に重ねて表示したり、時間を分けて順次に表示したり、別体のモニタで表示したりする、いかなる対比可能な表示方法でもよい。

また、本実施例では解剖学的な画像情報として、被検者以外の凍結人体を 1 mm ピッチ

50

で平行にスライスして撮った一辺 40 cm の正方形の写真データを用いたが、シェーマ画像もしくは、被検者の X 線 CT 画像 (Computer Tomography) もしくは、MRI 画像 (核磁気共鳴画像: Magnetic Resonance Imaging) でもよい。

また、本実施例では、超音波プローブとして実施例 1 と同様、機械式のラジアル走査式超音波内視鏡 2 としたが、実施例 2 や実施例 3 のように鉗子チャンネル 31 を設け、鉗子チャンネル 31 内に挿通し、着脱可能に固定されている位置検出プローブ 33 又は 33B 内に送信コイル 19a、19b 等を設けたラジアル走査式超音波内視鏡 2B や、実施例 4 のように電子ラジアル走査式のラジアル走査式超音波内視鏡 2C を用いてもよい。

【0115】

10

前者の構成にすることで、常に 2 次元超音波画像の 12 時方向を検出し、それに補正を行うことにより、2 次元超音波画像の正確な 12 時方向を算出するため、ユーザーはラジアル走査式超音波内視鏡 2B を挿入軸まわりに回転させても、高精度なガイド画像 Ib を表示することが可能となる。

さらに、位置検出プローブ 33 の先端を突出口 32 から出して走査する際に、何らかの原因で、出している位置検出プローブ 33 の先端の向きがずれ、ガイド画像 Ib が 2 次元超音波画像 Ia とずれてしまった場合にも、ラジアル走査式超音波内視鏡 2B を湾曲させ、方位の補正値を算出し直すことにより、再度正確なガイド画像 Ib を表示することができる。

また、本実施例では、送信コイル 19 をラジアル走査式超音波内視鏡 2 の先端部 11 に設け、送信コイル 19 が交流磁場を励起し、送信コイル 19 とは別に設けた受信コイル 25 が交流磁場を検出し、位置方位検出装置 3 が受信コイル 25 が出力する位置電気信号を基に送信コイル 19 の位置・方位データを算出して出力するようにしている。

20

【0116】

そして、超音波画像処理装置 4 が位置・方位データを基に 2 次元超音波画像の位置および方位を算出するよう構成したが、送信コイル 19 と受信コイル 25 との配置位置を逆にして受信コイル 25 を先端部 11 に設け、位置電気信号より受信コイル 25 の位置・方位データを算出するよう構成しても良い。

また、本実施例では、超音波画像処理装置 4 を外部からコントロールする手段として、キーボード 5 を用いたが、マウスを用いて画面上のメニューを選択する方法でも良い。

30

【実施例 6】

【0117】

次に本発明の実施例 6 を説明する。まず、その構成を説明する。本実施例の電子コンベックス走査式超音波内視鏡 2E の構成を図 13 に示す。なお、本発明は、この実施例の構成に限定されるものでない。

本実施例では、実施例 5 の超音波内視鏡 2 とは以下の点が異なる。

実施例 5 では、超音波プローブとして、ラジアル走査式超音波内視鏡 2 を用いていたが、本実施例では、電子コンベックス走査式超音波内視鏡 2E を用いている。

図 13 に示すように、本実施例の電子コンベックス走査式超音波内視鏡 2E は、先端部 11 には、その側面に挿入軸方向に沿って凸部が形成され、この凸部の表面に沿って多数の短冊状の超音波振動子 71 が帯状に配列された超音波振動子アレイ 72 が設けられている。

40

【0118】

より具体的には、先端部 11 には湾曲部 12 の UP 方向の湾曲方向の側面側に、側方から見て凸部が形成され、その凸部の円弧状表面に沿って複数の超音波振動子 71 が配列された超音波振動子アレイ 72 が設けられている。

この超音波振動子アレイ 72 の各超音波振動子 71 には、それぞれ信号線 73 が接続され、その信号線 73 が超音波画像処理装置 4 へ接続されている。そして、各超音波振動子 71 を駆動するためのパルス状の送信駆動電圧と、超音波振動子 71 からの超音波エコー信号とがこの信号線 73 を介して送受される。

50

この場合、複数の超音波振動子 7 1 によって超音波を送受波して、挿入軸に平行な平面において超音波ビーム 7 4 による所謂、電子コンベックス走査 7 5 を図 1 3 の矢印で示すよう行える。

【 0 1 1 9 】

また、挿入部 7 の先端部 1 1 には、巻線の軸が挿入部 7 の挿入軸方向、すなわち、超音波振動子アレイ 7 2 によるコンベックス走査 7 5 の走査面 7 6 に対して平行に固定された送信コイル 1 9 を設けている。

また、電子コンベックス走査式超音波内視鏡 2 E は、湾曲部 1 2 が U P 方向に湾曲する側に突出口 3 2 を設けた鉗子チャンネル 3 1 を有し、コンベックス走査 7 5 の走査面 7 6 内で穿刺針 7 7 を挿通して穿刺や薬剤注入などの処置が行える構成になっている。

10

その他の構成は実施例 5 と同じである。

次に本実施例の作用を説明する。

本実施例は実施例 5 とは、2 次元超音波画像を取得する方法、ガイド画像の作成方法、ガイド画像の補正方法が異なる。以下、異なる箇所のみ説明する。

【 0 1 2 0 】

第 1 に、2 次元超音波画像を取得する方法について説明する。超音波振動子アレイ 7 2 を構成する超音波振動子 7 1 のうち、一部かつ複数の超音波振動子 7 1 は、超音波画像処理装置 4 からのパルス電圧状の送信駆動電圧を受け取って媒体の疎密波である超音波に変換する。

この際、各送信駆動電圧が各超音波振動子 7 1 に到着する時刻が異なるよう、超音波画像処理装置 4 が各送信駆動電圧に遅延をかけている。この遅延は、各超音波振動子 7 1 が作成する超音波が被検者内で重ね合わせられたときに一本の超音波ビーム 7 4 を形成するようにかけられる。

20

【 0 1 2 1 】

超音波ビーム 7 4 は、電子コンベックス走査式超音波内視鏡 2 E の外部へと照射され、被検者内からの反射波が超音波ビーム 7 4 とは逆の経路を辿って各超音波振動子 7 1 へ戻る。各超音波振動子 7 1 は、反射波を電気的なエコー信号に変換して送信駆動電圧とは逆の経路で超音波画像処理装置 4 へ伝達する。

超音波画像処理装置 4 は、超音波ビーム 7 4 が挿入部 7 に平行な平面内をコンベックス走査 7 5 するよう、超音波ビーム 7 4 の形成に関与する複数の超音波振動子 7 1 を選択し直し、再び送信駆動電圧を送信する。

30

このようにして超音波ビーム 7 4 の送信角度が変わっていく。これを反復的に繰り返すことにより、いわゆる電子コンベックス走査 7 5 が実現する。

【 0 1 2 2 】

第 2 に、ガイド画像 I b の作成方法について説明する。

実施例 5 では、ガイド画像作成部 5 3 は、送信コイル 1 9 の位置 $C(t)$ に対応するスライス画像データ内の対応点 P を算出したが、本実施例では、ガイド画像作成部 5 3 は、さらに送信コイル 1 9 の位置 $C(t)$ から超音波振動子アレイ 7 2 の曲率中心の位置 $Q(t)$ の位置ベクトル $OQ(t)$ の直交座標軸 $O - x y z$ に対する各方向成分を算出する。

また、ガイド画像作成部 5 3 は、この曲率中心の位置 $Q(t)$ に対応するスライス画像データ内の対応点を算出し、これを基にガイド画像 I b を作成する。この様子を図 1 4 に示す。

40

図 1 4 では、説明の都合上、曲率中心の位置 $Q(t)$ 、送信コイル 1 9 の位置 $C(t)$ 、直交座標軸 $O - x y z$ の原点 O が同一平面上に描かれているが、実際には同一平面上にあるとは限らない。以下、詳細に説明する。

【 0 1 2 3 】

まず、ガイド画像作成部 5 3 は、送信コイル 1 9 の巻線の軸方向を示す単位方向ベクトル $V(t)$ の直交座標軸 $O - x y z$ に対する各方向成分と、単位方向ベクトル $V(t)$ に垂直で湾曲部 1 2 が U P 方向に湾曲する側への単位方向ベクトル $V_{UP}(t)$ (以下、U P 方向ベクトル) の直交座標軸 $O - x y z$ に対する各方向成分とを算出する。

50

この際、ガイド画像作成部 53 は、UP 方向ベクトル $V_{UP}(t)$ をあらかじめガイド画像作成部 53 に設定しておいた或る初期方向と単位方向ベクトル $V(t)$ とを含む平面内にあるものとして算出する。

送信コイル 19 は、巻線の軸が挿入部 7 の挿入軸方向、すなわち、超音波振動子アレイ 72 のコンベックス走査 75 の走査面 76 に対して平行に固定されているので、超音波振動子アレイ 72 と送信コイル 19 の位置 $C(t)$ との相対的な位置関係はあらかじめ設計値として決まっている。

【0124】

この設計値は、ガイド画像作成部 53 があらかじめ記憶しておくものとする。次に、ガイド画像作成部 53 は、送信コイル 19 の位置 $C(t)$ を始点にし、曲率中心の位置 $Q(t)$ を終点にしたベクトル $CQ(t)$ の直交座標軸 $O-xyz$ に対する各方向成分を、この設計値と、単位方向ベクトル $V(t)$ の直交座標軸 $O-xyz$ に対する各方向成分と、UP 方向ベクトル $V_{UP}(t)$ との直交座標軸 $O-xyz$ に対する各方向成分とから算出する。

10

次に、ガイド画像作成部 53 は、位置ベクトル $CQ(t)$ の直交座標軸 $O-xyz$ に対する各方向成分と下式とを用いて、超音波振動子アレイ 72 の曲率中心の位置 $Q(t)$ の位置ベクトル $OQ(t)$ の直交座標軸 $O-xyz$ に対する各方向成分を算出する。

【0125】

$$OQ(t) = OC(t) + CQ(t)$$

次に、ガイド画像作成部 53 は、位置ベクトル $OQ(t)$ の直交座標軸 $O-xyz$ に対する各方向成分で定義される超音波振動子アレイ 72 の曲率中心の位置 $Q(t)$ に対応するスライス画像データ内の対応点の位置と、送信コイル 19 の巻線の軸方向を示す単位方向ベクトル $V(t)$ のスライス画像データ内の対応ベクトルと、UP 方向ベクトル $V_{UP}(t)$ のスライス画像データ内の対応ベクトルとを算出する。

20

次に、ガイド画像作成部 53 は、スライス画像データから、曲率中心の位置 $Q(t)$ に対応するスライス画像データ内の対応点を含み、単位方向ベクトル $V(t)$ のスライス画像データ内の対応ベクトルと、UP 方向ベクトル $V_{UP}(t)$ のスライス画像データ内の対応ベクトルとを含む平面上にあるデータを抽出し、データ間を補間し、2次元超音波画像のガイド画像として画像合成部 55 へ出力する。

【0126】

モニタ 6 は、合成された 2次元超音波画像と、ガイド画像とを並べて表示する。図 15 にモニタの表示画面を示す。

30

表示画面の右側には超音波走査に併せてリアルタイムに更新される 2次元超音波画像 I_a が表示されている。図 15 の 2次元超音波画像 I_a は、挿入部 7 を消化管、気管等の体腔に挿入し、超音波振動子アレイ 72 によりコンベックス走査して得た 2次元超音波画像であり、2次元超音波画像 I_a 上に体腔の内壁 61 が描出されている。

表示画面左側の子画面には 2次元超音波画像 I_a に併せて作成されるガイド画像 I_b が表示されている。ガイド画像 I_b は、被検者の体表 62 までを含んだ広い領域の画像である。

【0127】

さらに、ガイド画像作成部 53 の作用により、ガイド画像 I_b 上には広い領域の中での 2次元超音波画像 I_a の位置を示す 2次元超音波画像マーカ M が重畳表示されている。

40

超音波振動子 71 がコンベックス走査 75 を行う度に、上述の作用は反復的に繰り返され、2次元超音波画像 I_a とその位置を示すガイド画像 I_b とがリアルタイムに更新されつつ表示される。

第 3 に、ガイド画像 I_b の補正方法について説明する。

【0128】

以上で述べた作用では、ガイド画像 I_b と 2次元超音波画像 I_a の間で、超音波振動子アレイ 72 の曲率中心と 2次元超音波画像 I_a の側方を向く単位方向ベクトル $V(t)$ の方向は一致しているものの、UP 方向ベクトル、すなわち 2次元超音波画像 I_a の下方を

50

向く単位方向ベクトル $V_{UP}(t)$ の方向については、ガイド画像作成部 53 が $V_{UP}(t)$ をあらかじめガイド画像作成部 53 に設定しておいた或る初期方向と単位方向ベクトル $V(t)$ とを含む平面内にあるものとして算出したため、一致していない。

そこで、本実施例における超音波診断装置 1 では以下のように作用し、一致させるようガイド画像 I_b を補正する。

【0129】

実施例 1 の図 3 のステップ S - 1 と同様に、ユーザーがコンベックス走査式超音波内視鏡 2 E の先端部 11 を関心領域に持っていき、操作部 8 にある湾曲ノブ 15 を回動し、例えば図 2 (B) に示すように先端部 11 が UP 方向へ向くよう、コンベックス走査式超音波内視鏡 2 E の湾曲部 12 を湾曲させた状態にする。

10

この状態において、キーボード 5 の湾曲方向キー 5c を押して、湾曲させた方向が UP 方向、DOWN 方向、RIGHT 方向、LEFT 方向のうち UP 方向であることを指示入力する。

【0130】

超音波画像処理装置 4 は、指示を検知すると、位置方位検出装置 3 から入力された送信コイル 19 の位置 C' の位置ベクトル OC' 、単位方向ベクトル V' の直交座標軸 $O - xyz$ に対する各方向成分をメモリ 27 に記憶させる。

次に、実施例 1 の図 3 のステップ S - 2 と同様に、ユーザーが再びコンベックス走査式超音波内視鏡 2 E の操作部 8 にある湾曲ノブ 15 を回動し、図 2 (B) に示すようにコンベックス走査式超音波内視鏡 2 E の湾曲部 12 を真っ直ぐに戻した状態で、キーボード 5

20

の補正キー 5b を押して、補正を指示する。

超音波画像処理装置 4 は、補正の指示を検知すると、この時刻を $t = 0$ にとり、位置方位検出装置 3 から入力された送信コイル 19 の位置ベクトル $OC(0)$ 、単位方向ベクトル $V(0)$ の直交座標軸 $O - xyz$ に対する各方向成分をメモリ 27 に記憶する。

【0131】

次に、ガイド画像作成部 53 は、次に、実施例 1 の図 3 のステップ S - 3 と同様に、メモリ 27 から位置ベクトル OC' 、 $OC(0)$ 、単位方向ベクトル V' 、 $V(0)$ の直交座標軸 $O - xyz$ に対する各方向成分を読み出し、2次元超音波画像の UP 方向ベクトルを算出する。

次に、ガイド画像作成部 53 は、算出した UP 方向ベクトルで新たにガイド画像 I_b を作成し、画像合成部 55 へ出力する。

30

次に、画像合成部 55 は、超音波画像作成部 51 で作成された 2次元超音波画像 I_a と、ガイド画像作成部 53 で作成された新たなガイド画像 I_b とを合成し、モニタ 6 へ出力する。そして、ガイド画像作成部 53 は、算出した UP 方向ベクトルを新たな初期方向とする。

【0132】

以降、ガイド画像作成部 53 は、位置方位検出装置 3 から単位方向ベクトル $V(t)$ の直交座標軸 $O - xyz$ に対する各方向成分が順次入力するたびに、UP 方向ベクトル $V_{UP}(t)$ を予めガイド画像作成部 53 に設定しておいた或る初期方向と単位方向ベクトル $V(t)$ とを含む平面内にあるものとして算出し、ガイド画像 I_b を作成していく。

40

このように作用することで、ユーザーが補正キー 5b を押す度に、ガイド画像 I_b と 2次元超音波画像 I_a の下方が一致するよう補正される。ガイド画像 I_b の超音波振動子アレイ 72 の曲率中心と 2次元超音波画像 I_a の側方を向く単位方向ベクトル $V(t)$ は、常に一致しているため、この補正は、モニタ 6 の表示画面上では図 16 に示すガイド画像 I_b の更新となって現れる。

その他の作用は、実施例 5 と同じである。

【0133】

本実施例は以下の効果を有する。

本実施例では、鉗子チャンネル 31 を設けた電子コンベックス走査式超音波内視鏡 2 E を用い、2次元超音波画像 I_a と、ガイド画像 I_b とを並べて表示するよう構成したので

50

、穿刺や薬剤注入などの処置の際にコンベックス走査 7 5 の走査面 7 6 の被検者の体内でのオリエンテーションをつけやすい。

その他の効果は、実施例 5 と同じである。

次に本実施例の変形例を説明する。

本実施例では、超音波振動子アレイ 7 2 のコンベックス走査 7 5 の走査面 7 6 に対して平行に固定された送信コイル 1 9 を設けたが、電子コンベックス走査式超音波内視鏡 2 E に取り付けの送信コイル 1 9 は、挿入軸に平行な向きでなくともよい。

【 0 1 3 4 】

また、本実施例では超音波振動子アレイ 7 2 のコンベックス走査 7 5 の走査面 7 6 に対して平行に固定された送信コイル 1 9 を設けたが、実施例 2 や実施例 3 で示したように、鉗子チャンネル 3 1 に送信コイル 1 9 a などを内蔵した位置検出プローブ 3 3 を挿入して、使用してもよい。

その他の変形例は、実施例 5 と同じである。

【実施例 7】

【 0 1 3 5 】

次に本発明の実施例 7 を説明する。本実施例におけるラジアル走査式超音波内視鏡 2 F の構成を図 1 6 に示す。なお、本発明はこの実施例に限定されるものでない。まず、その構成を説明する。

本実施例は、図 4 に示す実施例 2 のラジアル走査式超音波内視鏡 2 B とは以下の点異なる。

本実施例における鉗子チャンネル 3 1 は、先端部 1 1 内で湾曲もしくは屈曲しておらず、直線状である。また突出口 3 2 は、挿入部 7 の挿入軸の方向へ開口している。

また、本実施例におけるラジアル走査式超音波内視鏡 2 F には、実施例 2 の湾曲部 1 2 と湾曲ノブ 1 5 の代わりに、突出口 3 2 に鉗子起上台 8 1 が、操作部 8 に鉗子起上ハンドル 8 2 が設けられている。

【 0 1 3 6 】

鉗子起上ハンドル 8 2 は、鉗子起上台 8 1 とは図示しないワイヤで接続されており、ユーザーは、鉗子起上ハンドル 8 2 を図 1 6 の矢印 D の方向へ起こす操作を行うと、鉗子起上台 8 1 がやはり図 1 6 の起上支点 8 3 のまわりに矢印 E で示した方向へ起上するよう構成されている。

図 1 6 では省略しているが、先端部 1 1 には、体腔内に照明光を照明する照明窓と光学的なレンズを備えた観察窓を設けてある。鉗子起上台 8 1 が起上する方向は観察窓から得られる光学像の上方向、すなわち UP 方向である。

操作部 8 には、鉗子起上台 8 1 を任意の角度で起上させたまま保持できるよう鉗子起上ハンドル 8 2 をロックする図示しないロック機構が設けられている。

【 0 1 3 7 】

そして、鉗子チャンネル 3 1 内に挿通された位置検出プローブ 3 3 をその先端部が突出口 3 2 から若干突出するように設定された状態で、鉗子起上台 8 1 を図 1 6 の実線で示すように起上させた状態にすることにより、位置検出プローブ 3 3 の先端部を鉗子起上台 8 1 の起上方向に移動し、その際に先端部内に配置された 1 番送信コイル 1 9 a の位置も移動される。この状態での 1 番送信コイル 1 9 a の位置を検出することにより、先端部 1 1 の方位等を検出することができるようにしている。

その他の構成は実施例 2 と同じである。

【 0 1 3 8 】

なお、実施例 2 で設けられていた、フレキシブルシャフト 2 1、モータ 2 2、ロータリエンコーダ 2 3 は本実施例でも設けられているが、図 1 6 では省略されている。

次に本実施例の作用を説明する。

ユーザーは、図 1 6 に示すように 1 番送信コイル 1 9 a と 2 番送信コイルとは起上支点を挟んで配置されるところまで位置検出プローブ 3 3 を挿入していく。ここで、ユーザーが鉗子起上ハンドルを図 1 6 の矢印 D の方向へ起こすと、1 番送信コイル 1 9 a と 2 番送

信コイル 19b とは互いの巻線の軸が斜交するよう固定される。

【0139】

さらに、このとき、2 番送信コイル 19b は、超音波振動子 18 の近傍に配置され、かつ巻線の軸がラジアル走査の走査平面に垂直な方向に向くよう固定される。また、1 番送信コイル 19a は、突出口 32 より突出するよう固定される。

ユーザーは、この鉗子起上ハンドル 82 を起こす前後で、キーボード 5 上のキーを用いることで、超音波画像処理装置 4 は、実施例 2 と同様に 12 時方向ベクトルを求める。ただし、実施例 2 では、湾曲をかけた後、真っ直ぐ戻した状態で補正キー 5b を用いて 12 時方向ベクトルを求めたが、本実施例では、真っ直ぐな状態から、鉗子起上をかけた後で補正キー 5b を用いて 12 時方向ベクトルを求める。

10

その他の作用は実施例 2 と同じである。

本実施例の効果は、実施例 2 と同じである。

【0140】

次に本実施例の変形例を説明する。

本実施例では、超音波プローブとして実施例 2 の機械的なラジアル走査を行なう超音波内視鏡 2B に類似した構成にしたが、実施例 4 の電子ラジアル走査を行なう超音波内視鏡 2C を用いても、実施例 6 のようなコンベックス走査を行なう超音波内視鏡 2E を用いても良い。

なお、上述した各実施例等を部分的に組み合わせる等して構成される実施例等も本発明に属する。

20

【0141】

[付記]

1. 超音波を送受波する超音波振動子と、位置検出の信号を発生又は受信する検出素子とが内蔵された先端部と、前記先端部の後端側に設けられた湾曲部とを備えた超音波プローブを用いて、前記湾曲部の湾曲角を変えた 2 つの状態における前記検出素子の位置算出により、前記超音波振動子が超音波を送受波する基準方位を算出することを特徴とする超音波の基準方位算出方法。

請求項 2 ~ 13 の効果群

(請求項 2 の効果) 湾曲を利用して前記基準方位が検出できるので、超音波プローブに配置する検出素子を 1 つにすることもでき、小型化できる。また精度よく基準方位を算出できる。

30

(請求項 3 の効果) 湾曲或いは鉗子起上操作等を利用して前記基準方位が算出できるので、超音波プローブに配置する検出素子を 1 つにして小型化したり、基準方位をより精度良く算出することができる。

【0142】

(請求項 4 の効果) 請求項 1 とほぼ同じ効果を有する。

(請求項 5 の効果) 請求項 2 又は 3 とほぼ同じ効果を有する。

(請求項 6 の作用効果) 超音波画像の基準方位を算出する算出手段を設け、超音波プローブの先端部に配置された送信コイルもしくは受信コイルの巻線の軸が単軸であるよう構成したため、単軸コイルでも走査面の基準方位を正確に取得することができる。

40

(請求項 7 の効果) チャンネルを使用する事によって、コイルを設けることによるプローブ先端部の太径化を防ぐことができる。

(請求項 8 の効果) 複数の単軸コイルを使用する事により、精度の高い位置及び方位の検出が可能となる。

【0143】

(請求項 9 の効果) 請求項 7 とほぼ同様の効果を有する。また、精度の高い位置及び方位の検出が可能となる。

(請求項 10 の効果) 精度の高い位置及び方位の検出が可能となる。

(請求項 11 の効果) 精度の高い位置及び方位の検出が可能となる。

(請求項 12 の作用効果) 前記超音波画像作成手段が作成した前記超音波画像と、前記検

50

出手段が検出した前記超音波画像の前記位置および方位とを基に３次元画像を作成する３次元画像作成手段を設け、前記３次元画像作成手段は、前記算出手段が算出した前記超音波画像の新たな方位を基にして前記３次元画像を作成したため、高精度な３次元画像を構築することができる。

（請求項１３の作用効果）前記検出手段が検出した前記超音波画像の前記位置および方位とを基に前記超音波画像作成手段が作成した前記超音波画像のガイド画像を作成するガイド画像作成手段を設け、前記ガイド画像作成手段は、前記算出手段が算出した前記超音波画像の新たな方位を基にして前記ガイド画像を補正したため、高精度なガイド画像が表示できる。

【産業上の利用可能性】

10

【０１４４】

体腔内に挿入可能な超音波プローブの先端部に超音波を送受波する超音波送受波手段を設けると共に、交流磁場を発生する等する検出素子を配置して、その位置を検出可能にすると共に、湾曲部を湾曲させる等して、先端部の位置或いは方位を変化した状態での検出素子の位置を算出する等して、超音波画像の方位も算出できようにして、挿入が容易にできるように小型化できる。さらに挿入軸方向に進退して超音波画像を得る場合にもその方位を算出して新たな超音波画像の方位の検出もできるようにしている。

【図面の簡単な説明】

【０１４５】

【図１】本発明の実施例１の超音波診断装置の全体構成図。

20

【図２】超音波内視鏡の先端部を真っ直ぐな状態及びＵＰ方向に湾曲させた状態を示す図。

【図３】実施例１の作用を示すフローチャート。

【図４】本発明の実施例２における超音波内視鏡を示す構成図。

【図５】超音波内視鏡の先端部を真っ直ぐな状態及びＵＰ方向に湾曲させた状態を示す図。

【図６】実施例２の作用を示すフローチャート。

【図７】３時方向ベクトルと１２時方向ベクトル等の関係を示す図。

【図８】１２時方向ベクトルを算出するための説明図。

【図９】本発明の実施例３における位置検出プローブの構成を示す図。

30

【図１０】本発明の実施例４における超音波内視鏡の先端側の構成を示す図。

【図１１】本発明の実施例５の超音波診断装置の全体構成を示す図。

【図１２】モニタに表示される２次元超音波画像とガイド画像を示す図。

【図１３】本発明の実施例６における超音波内視鏡の先端側の構成を示す図。

【図１４】ガイド画像作成の説明図。

【図１５】モニタに表示される２次元超音波画像とガイド画像を示す図。

【図１６】本発明の実施例７における超音波内視鏡の構成を示す図。

【符号の説明】

【０１４６】

１…超音波診断装置

40

２…超音波内視鏡

３…位置方位検出装置

４…超音波画像処理装置

５…キーボード

６…モニタ

７…挿入部

８…操作部

１１…先端部

１２…湾曲部

１３…可撓部

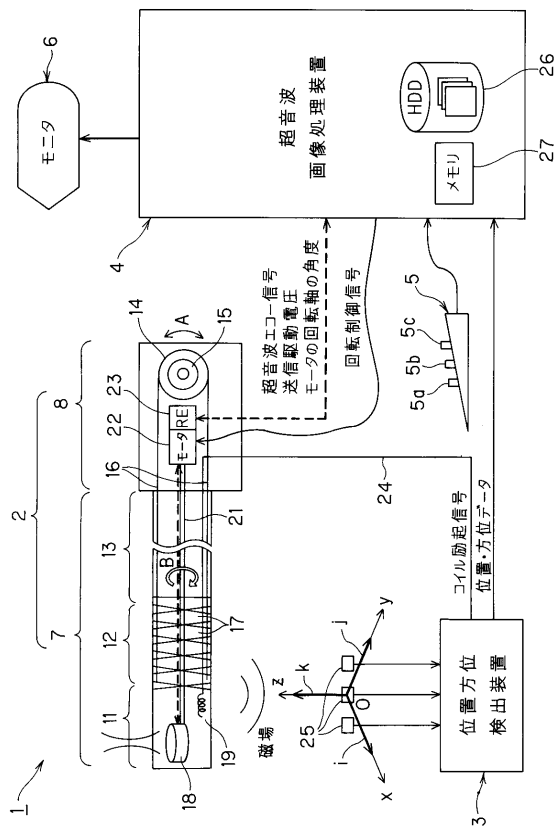
50

- 1 5 ... 湾曲ノブ
- 1 6 ... 湾曲用ワイヤ
- 1 8 ... 超音波振動子
- 1 9 ... 送信コイル
- 2 1 ... フレキシブルシャフト
- 2 2 ... モータ
- 2 3 ... ロータリエンコーダ
- 2 5 ... 受信コイル
- 3 1 ... 鉗子チャンネル
- 3 2 ... 突出口
- 3 3 ... 位置検出プローブ

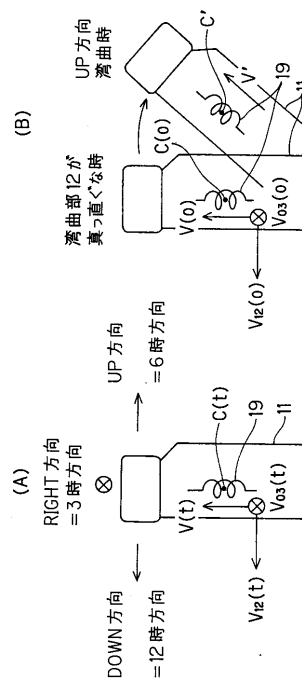
代理人 弁理士 伊藤 進

10

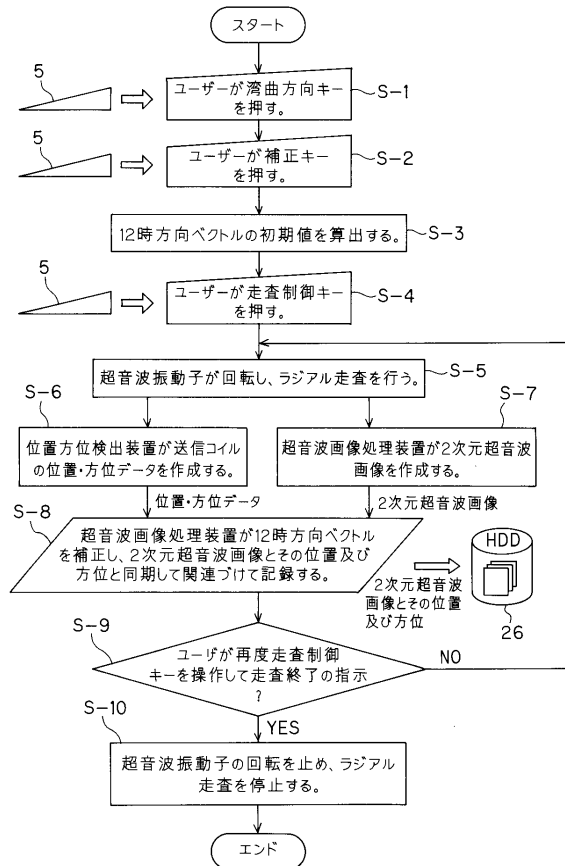
【図 1】



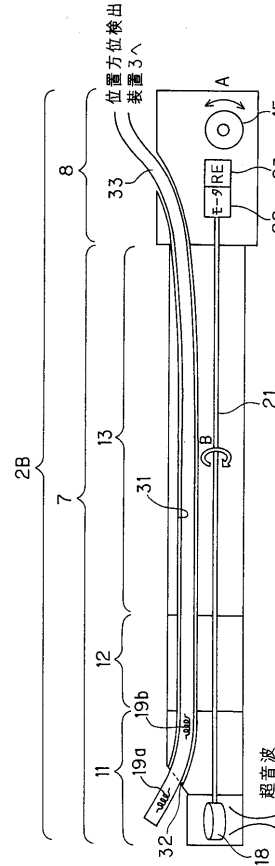
【図 2】



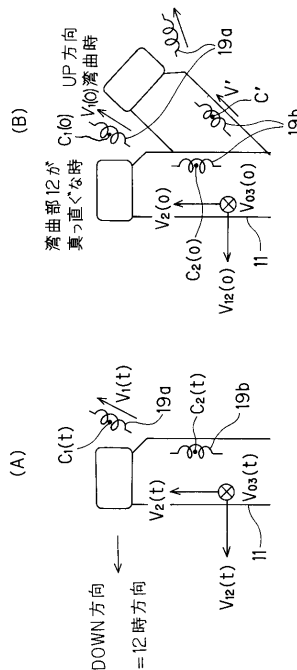
【 図 3 】



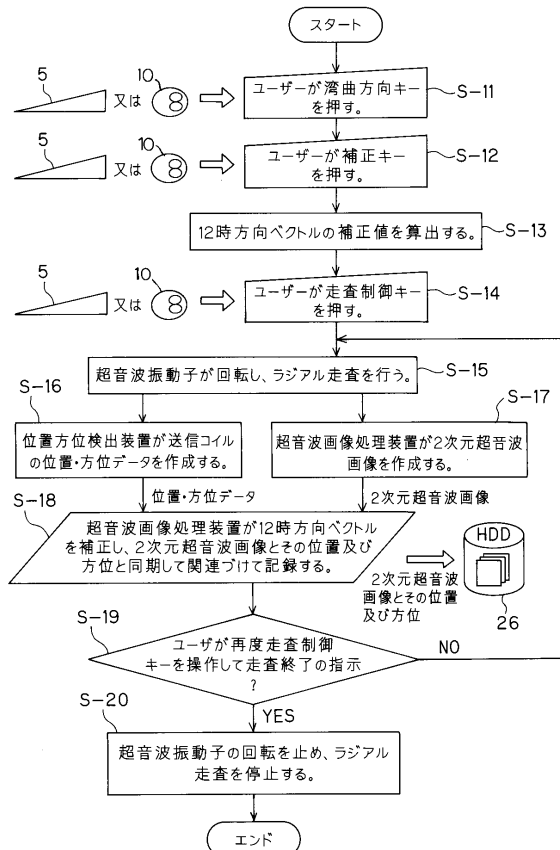
【 図 4 】



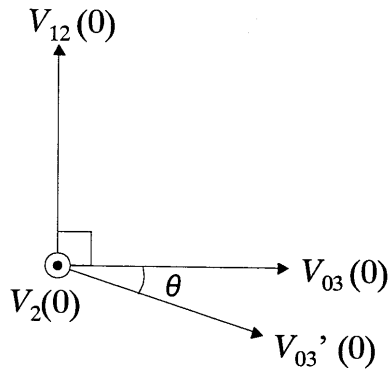
【 図 5 】



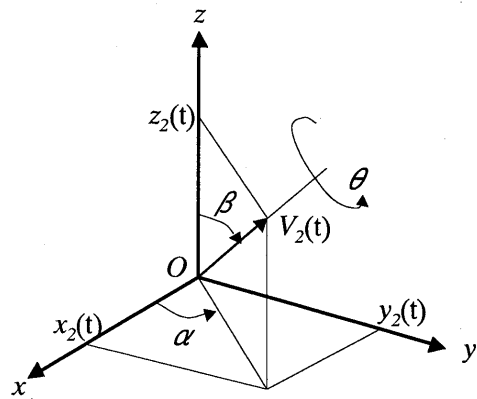
【 図 6 】



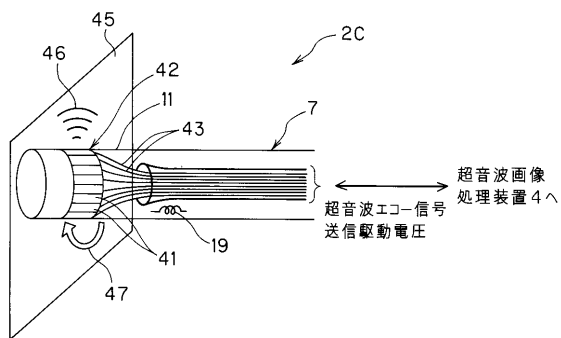
【図 7】



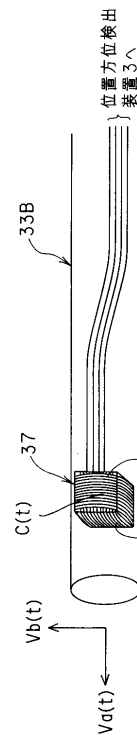
【図 8】



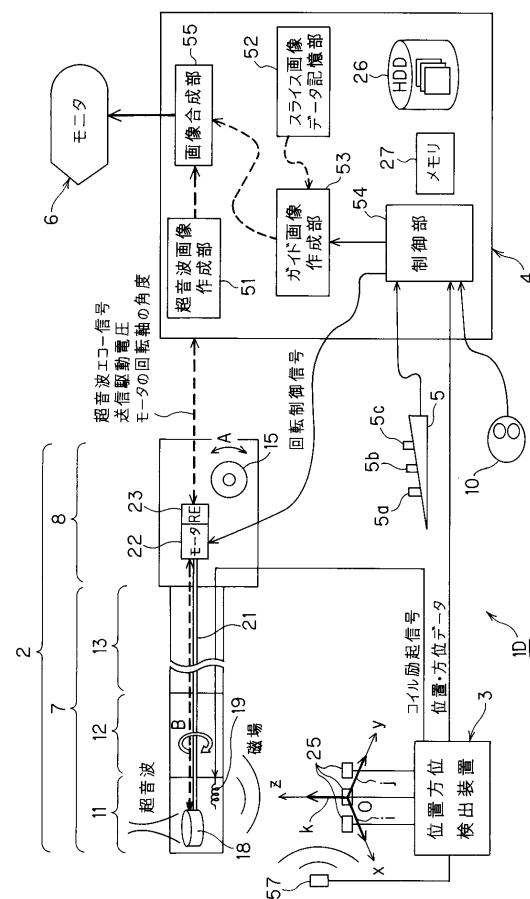
【図 10】



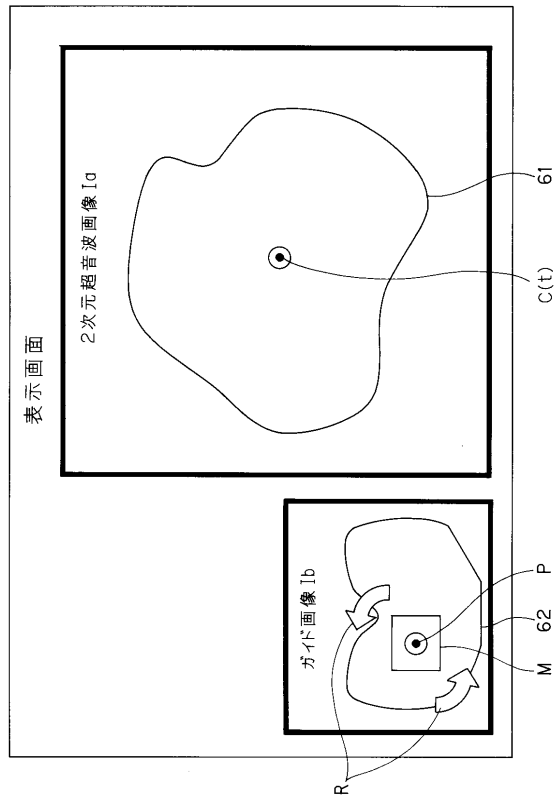
【図 9】



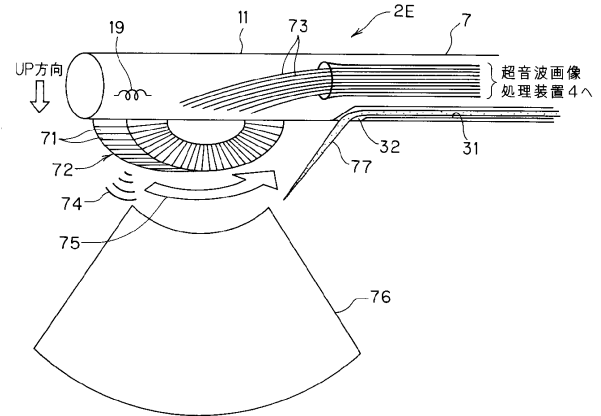
【図 11】



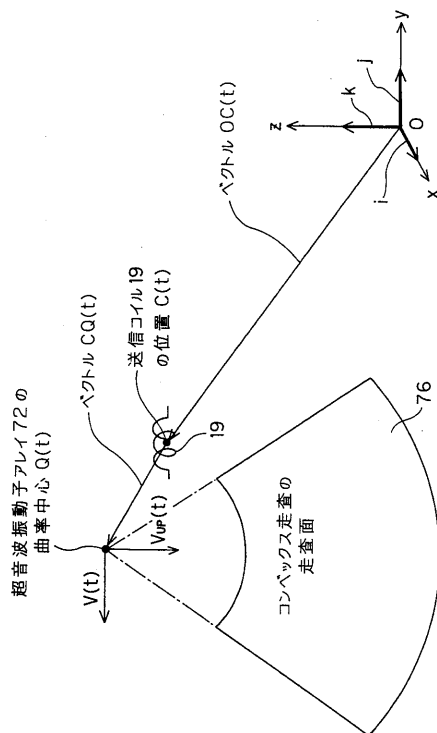
【図 12】



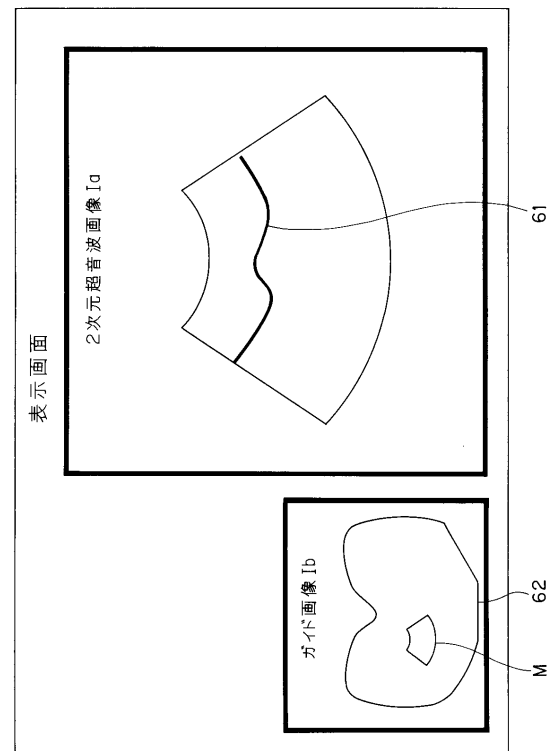
【図 13】



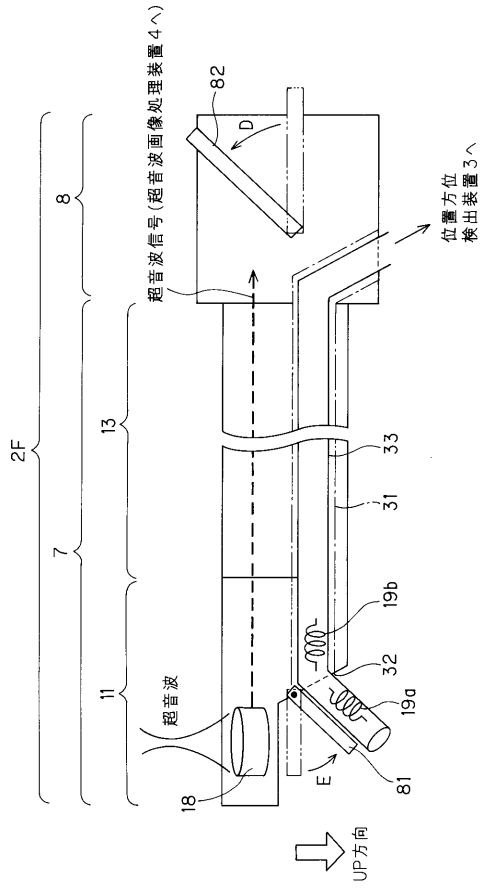
【図 14】



【図 15】



【図 16】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平6 - 18219 (J P , A)
特表平8 - 500441 (J P , A)
特開2001 - 145630 (J P , A)
特開2001 - 157679 (J P , A)
特開2003 - 19104 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 1 2

专利名称(译)	腔内探针装置		
公开(公告)号	JP4668592B2	公开(公告)日	2011-04-13
申请号	JP2004341259	申请日	2004-11-25
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	生熊 聡一		
发明人	生熊 聡一		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB14 4C601/BB22 4C601/BB24 4C601/EE09 4C601/FE02 4C601/FE03 4C601/GA01 4C601/GA19 4C601/GA25 4C601/GB04 4C601/JB51 4C601/JB55 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/KK09 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK43 4C601/LL04		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2006149484A5 JP2006149484A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种小型的超声波诊断装置，能够高精度地检测超声波图像的位置和方向或超声波扫描。解决方案：超声波内窥镜2的插入部分7的尖头部分和超声波扫描表面的中心位置设置有助于发送和接收超声波的超声波振动器18和用于产生AC磁场的发送线圈19。可以通过外部接收线圈25检测AC磁场来检测发送线圈19的位置附近。在超声波扫描表面上成为标准的方向，例如12:00方向等。也可以通过一个可以小型化的传输线圈19在两个弯曲和直线状态下从弯曲部分12的位置检测到弯曲部分12的位置。还可以从初始状态下的位置和罗盘轴承检测在插入轴方向上的向前和向后运动期间的下一次超声波扫描时的方向。 Z

$$V_{12}(t) = \frac{V_{12}(0) - \frac{V_{12}(0) \cdot V(t)}{V(0) \cdot V(t)} V(0)}{\left| V_{12}(0) - \frac{V_{12}(0) \cdot V(t)}{V(0) \cdot V(t)} V(0) \right|}$$