

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内へ挿入するためのものであって挿通部が設けられた挿入部を有する内視鏡と、前記挿通部に挿通するように構成されていて、先端部に超音波振動子を有する超音波プローブと、
を具備し、
前記超音波振動子により発生された超音波が反射されて得られる超音波エコー信号に基づいて、超音波断層像を構築するように構成された超音波診断装置であって、
前記挿入部の位置と配向とを検出するための位置検出手段をさらに具備したことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記位置検出手段は、前記挿入部内に設けられた第 1 の位置検出素子と、外部から該第 1 の位置検出素子の位置と配向とを検出する第 2 の位置検出素子と、を有して構成されたものであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記位置検出手段は、前記挿入部内に設けられた第 2 の挿通部に挿通する位置検出用プローブと、該位置検出用プローブ内に設けられた第 1 の位置検出素子と、外部から該第 1 の位置検出素子の位置と配向とを検出する第 2 の位置検出素子と、を有して構成されたものであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記位置検出手段により検出された前記挿入部の位置と配向とに基づいて、前記挿入部の挿入形状を表示するものであることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 の内の何れか一項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記位置検出手段により検出された前記挿入部の位置と配向とに基づいて、該挿入部内の挿通部に挿通された前記超音波プローブから得られる超音波断層像の位置と配向とを算出し、新たな超音波断層像または 3 次元の超音波画像として再構成する再構成手段をさらに具備したことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記位置検出手段により検出された前記挿入部の位置と配向とに基づいて、超音波断層像の体腔内における位置と配向とをガイドするためのガイド画像を生成するガイド画像生成手段をさらに具備したことを特徴とする請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体へ超音波を送信し生体組織からの反射波を受信して超音波画像を得る超音波診断装置に関する。

【背景技術】

40

【0002】

内視鏡は、被検体に挿入して、内視鏡装置の先端部に設けられた CCD 等の撮像装置により、管腔臓器内部の表面を視覚的に観察することができる機器である。このような内視鏡は、単体では管腔臓器へ挿入するのが困難である場合があり、このような場合には、容易に挿入可能にするための補助的な装置が必要になることがある。

【0003】

具体的な例としては、観察する管腔臓器が気管支等の呼吸器である場合に、気管支の分岐が多数あるために、どの分岐に挿入すれば良いのかを操作者が迷うことがある。このような状況では、X 線 CT 等で予め得た気管支の断層像から気管支の 3 次元画像を作成し、作成した 3 次元画像を参照することが、一般的に知られている（この技術は、例えば特開

50

2000-135215号公報に開示されている。)。このように作成した3次元画像上において、予め目標部位までの経路を求めて、該3次元画像をガイドとして内視鏡を挿入すれば、間違いなく目標部位まで挿入することが可能となる。

【0004】

また、他の具体的な例としては、観察する管腔臓器が大腸である場合に、大腸は体内で大きく曲がりくねっているために、深部まで内視鏡を挿入することが大変難しい。このような状況では、X線透視下で挿入形状を確認しながら、内視鏡の挿入が行われることが多い。

【0005】

上述した2つの具体例は、何れもX線を用いるものであるが、X線照射は厚い鉛等で囲まれた室内で行う必要があるばかりでなく、操作者と被検者がともにX線に被爆するという不都合がある。

【0006】

こうした点を解消すべく、可撓性のある部材を用いた挿入部に沿って位置センサを多数設けて、各々の位置センサから得られる位置情報に基づき、内視鏡の挿入形状を表示する内視鏡装置が普及しつつある。このような技術は、例えば特開平8-107875号公報に開示されたものが挙げられる。こうしたタイプの内視鏡装置の内、多数の位置センサに加えて、さらに先端部に超音波振動子を設け、この超音波振動子により体腔内を走査して超音波断層像を得る超音波診断装置が提案されており、例えば特開2003-305044号公報やUS6755791B2に開示されたものが挙げられる。

【0007】

この種の装置では、体腔内への内視鏡の挿入形状が補助像として超音波断層像とともに表示されるために、超音波断層像と体腔形状との位置関係が分かり、超音波断層像での観察部位が分かり易いという利点がある。しかし、超音波振動子と多数の位置センサとの両方を内視鏡に常設すると、内視鏡径が大きくなってしまい、被検者の苦痛が増してしまう可能性がある。つまり、内視鏡に、生体検査用鉗子を挿通する挿通部、光ファイバー、超音波振動子を回転駆動するシャフトや信号ケーブル、多数の位置センサへの信号ケーブル、などの多数の構成要素を設けなければならないからである。

【0008】

そこで、このような超音波振動子と位置センサとを設けた内視鏡装置の内の、例えば特開平10-248852号公報に開示されている超音波診断装置は、位置センサである磁気センサを位置検出力テールに設け、この位置検出力テールを必要なときだけ超音波内視鏡の挿通部に挿通するようにしている。これにより、鉗子等による処置、挿入形状表示、超音波断層像表示、などの複数の機能を満足させながら、挿通部と位置検出力テールとが各々の占有断面積を共有して内視鏡の径が太くなるのを防いでいる。

【特許文献1】特開2000-135215号公報

【特許文献2】特開平8-107875号公報

【特許文献3】特開2003-305044号公報

【特許文献4】US6755791B2

【特許文献5】特開平10-248852号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、特開平10-248852号公報に開示されている超音波診断装置では、磁気センサを設けた位置検出力テールを超音波内視鏡の鉗子チャンネルに挿通可能な太さに設計する必要がある。この場合の磁気センサは、金属線を巻回して作成したコイルを用いているが、内視鏡の挿通部の径に合わせて金属線を細くする必要がある。そのために、十分な強度を保つことができず切れ易くなることがあり、磁気センサを壊すことがないように、一般の内視鏡装置よりも挿入に注意が必要になる。

【0010】

10

20

30

40

50

また、大腸内視鏡検査では、全症例に対して挿入の際に形状表示を行うことが必要であるが、これに対して、超音波断層像を必要とする症例は少ない。しかし、この特開平10-248852号公報に開示されている超音波診断装置は、この症例数の内訳の実情を反映したものとはいえない。すなわち、内視鏡の先端部に超音波振動子が常に設けられていて、位置検出力テールは後から挿通する形態になっているからである。そして、内視鏡の先端部に超音波振動子が設けられていると、内視鏡におけるCCD等の撮像装置や光学系を直視型から斜視型に変更する必要がある。そのために、内視鏡の挿入をかえって難しいものにしている。なお、直視型、斜視型とは、内視鏡が観察できる視界の方向を示しており、その概念を図16に示す。図16は、内視鏡の斜視型と直視型とを説明するための図である。図16(A)は斜視型の内視鏡を示し、内視鏡の挿入部91の先端部には、CCD92が、視界方向を挿入軸に対して斜めにするように配置されている。一方、図16(B)は直視型の内視鏡を示し、内視鏡の挿入部91の先端部には、CCD92が、視界方向を挿入軸に沿った方向にするように配置されている。

10

【0011】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡を挿入し易く、必要に応じて超音波断層像を表示することができ、効率的な診断を行い得る超音波診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記の目的を達成するために、第1の発明による超音波診断装置は、体腔内へ挿入するためのものであって挿通部が設けられた挿入部を有する内視鏡と、前記挿通部に挿通するように構成されていて先端部に超音波振動子を有する超音波プローブと、を具備し、前記超音波振動子により発生された超音波が反射されて得られる超音波エコー信号に基づいて、超音波断層像を構築するように構成された超音波診断装置であって、前記挿入部の位置と配向とを検出するための位置検出手段をさらに具備したものである。

20

【0013】

また、第2の発明による超音波診断装置は、上記第1の発明による超音波診断装置において、前記位置検出手段が、前記挿入部内に設けられた第1の位置検出素子と、外部から該第1の位置検出素子の位置と配向とを検出する第2の位置検出素子と、を有して構成されたものである。

30

【0014】

さらに、第3の発明による超音波診断装置は、上記第1の発明による超音波診断装置において、前記位置検出手段が、前記挿入部内に設けられた第2の挿通部に挿通する位置検出用プローブと、該位置検出用プローブ内に設けられた第1の位置検出素子と、外部から該第1の位置検出素子の位置と配向とを検出する第2の位置検出素子と、を有して構成されたものである。

【0015】

第4の発明による超音波診断装置は、上記第1から第3の発明による超音波診断装置において、前記位置検出手段により検出された前記挿入部の位置と配向とに基づいて、前記挿入部の挿入形状を表示するものである。

40

【0016】

第5の発明による超音波診断装置は、上記第1から第4の発明による超音波診断装置において、前記位置検出手段により検出された前記挿入部の位置と配向とに基づいて、該挿入部内の挿通部に挿通された前記超音波プローブから得られる超音波断層像の位置と配向とを算出し、新たな超音波断層像または3次元の超音波画像として再構成する再構成手段をさらに具備したものである。

【0017】

第6の発明による超音波診断装置は、上記第1から第5の発明による超音波診断装置において、前記位置検出手段により検出された前記挿入部の位置と配向とに基づいて、超音波断層像の体腔内における位置と配向とをガイドするためのガイド画像を生成するガイド

50

画像生成手段をさらに具備したものである。

【発明の効果】

【0018】

本発明の超音波診断装置によれば、内視鏡を挿入し易く、必要に応じて超音波断層像を表示することができ、効率的な診断を行ことが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

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】

【0020】

図1および図2は本発明の実施例1を示したものであり、図1は超音波診断装置を兼ねた内視鏡装置の構成を示すブロック図、図2はモニタの画面に挿入形状画像と2次元超音波断層像とを同時に表示している様子を示す図である。

【0021】

本実施例の内視鏡装置は、超音波診断装置を兼ねたものであり、体腔内で超音波振動子を走査して2次元超音波断層像を得る機能と、超音波振動子の位置と内視鏡挿入部の挿入形状を検出する機能と、を併せもっている。なお、内視鏡装置に設けられている一般的な構成の内の、本発明に関連しない部分については、図示および説明を省略する。

【0022】

この内視鏡装置は、内視鏡1と、細径超音波プローブ2と、駆動部3と、超音波観測装置4と、位置検出手段たる位置算出装置5と、位置検出手段であり第2の位置検出素子たる受信アンテナ6と、第1モニタ7と、第2モニタ8と、画像処理装置9と、キーボード11と、マウス12と、を備えて構成されている。

【0023】

内視鏡1は、被検体の体腔内に挿入されるように構成された可撓性を有する細長の挿入部15を備えている。この挿入部15内には、鉗子やその他の処置具を挿通し得る鉗子チャンネルとしての挿通部16が設けられている。さらに、挿入部15には、先端側から手元側へ向かって順に、位置検出手段であり第1の位置検出素子たる複数個の送信コイルC1, ..., Cn(ここに、「n」は1以上の整数)が、該挿入部15の長手方向に沿って内蔵されている。また、挿入部15の先端部には、CCD等で構成される直視型の図示しない撮像装置が、内蔵されている。直視型の内視鏡1は、挿入軸方向を撮像装置により観察することができるために、操作者にとって挿入し易い利点がある。

【0024】

位置算出装置5は、内視鏡1に接続されていて、挿入部15に配設された複数個の送信コイルC1, ..., Cnを励振して磁場を発生させるようになっている。さらに、位置算出装置5には、受信アンテナ6が接続されている。この受信アンテナ6は、送信コイルC1, ..., Cnにより発生された磁場を検出するためのものである。この受信アンテナ6により検出された信号は、位置算出装置5へ入力されて、該位置算出装置5において各送信コイルC1, ..., Cnの位置が算出されるようになっている。

【0025】

細径超音波プローブ2は、挿入部15の挿通部16に挿通して用いられるように、細径に構成されたものである。なお、この細径超音波プローブ2は、挿通部16に所定位置まで挿通された後は、図示しない固定治具を用いて、着脱可能に固定されるようになっている。この細径超音波プローブ2の先端部には、超音波を送受信するための超音波振動子17が設けられている。また、この細径超音波プローブ2の基端側は、駆動部3に接続されている。この駆動部3は、モータ18を内蔵しており、このモータ18と細径超音波プローブ2の超音波振動子17とは、図示しないフレキシブルシャフトを介して接続されている。このフレキシブルシャフトは、モータ18の回転力を、細径超音波プローブ2内を介して、超音波振動子17へ伝達するためのものである。超音波振動子17からの受信エコーに係るエコー信号は、細径超音波プローブ2内に配設された信号線を介して駆動部3に

10

20

30

40

50

導かれ、さらにこの駆動部 3 に接続された超音波観測装置 4 へ入力されるようになってい
る。この超音波観測装置 4 は、入力されたエコー信号を信号処理して、超音波断層像を作
成するものである。

【0026】

画像処理装置 9 は、多数の画像を記憶し得る大容量の画像メモリ 19 を備えており、超
音波観測装置 4 により作成された超音波断層像と、位置算出装置 5 により算出された送信
コイル $C_1, \dots, C_n$ の位置と、に基づき、後述するような画像処理を行うものである。

【0027】

この画像処理装置 9 には、さらに、表示手段である第 1 モニタ 7 および第 2 モニタ 8 が
接続されているとともに、操作手段であるキーボード 11 およびマウス 12 が接続されて 10
いる。

【0028】

続いて、このような内視鏡装置の作用について説明する。

【0029】

キーボード 11 やマウス 12 を介して操作者により超音波走査の指示が入力されると、
細径超音波プローブ 2 の先端部に内蔵された超音波振動子 17 は、モータ 18 の駆動力に
より回転しながら、体腔内で超音波の送受信を繰り返す。この超音波走査は、細径超音波
プローブ 2 の挿入方向に垂直な平面内における放射状の走査として行なわれ、すなわち、
いわゆるラジアル走査となっている。そして、超音波振動子 17 は、ラジアル走査により
受信したエコーを電気信号に変換して、エコー信号として超音波観測装置 4 へ送信する。 20

【0030】

超音波観測装置 4 は、超音波振動子 17 から受信したエコー信号に、包絡線検波、対数
増幅、A/D 変換、そして極座標系から直交座標系への変換等の処理を行い、一回のラジ
アル走査に対して一枚の 2 次元の超音波断層像データ（以下、2 次元超音波断層像デー
タ）を作成する。超音波観測装置 4 は、作成した 2 次元超音波断層像データを、画像処理装
置 9 へ出力する。2 次元超音波断層像データの作成に関する詳細は公知であるために、こ
こではその説明を省略する。

【0031】

位置算出装置 5 は、複数の送信コイル $C_1, \dots, C_n$ の各々に対して、互いに異なる周
波数の磁場発生電流を供給する。 30

【0032】

磁場発生電流を供給された複数の送信コイル $C_1, \dots, C_n$ は、互いに異なる周波数の
磁場を、周囲の空間へ向けて発生する。ここで、互いに異なる周波数を用いるのは、後で
周波数を分離することにより、各々の送信コイル $C_1, \dots, C_n$ の位置を識別することが
できるようにするためである。

【0033】

送信コイル $C_1, \dots, C_n$ から発生した互いに異なる周波数の磁場は、受信アンテナ 6
により検出される。そして、受信アンテナ 6 は、検出した磁場を電流に変換して、電気信
号として位置算出装置 5 へ出力する。

【0034】

位置算出装置 5 は、受信アンテナ 6 からの電気信号を A/D 変換し、周波数を識別して
、各送信コイル $C_1, \dots, C_n$ の位置を表す位置ベクトル $r_i = (x_i, y_i, z_i)$ を
算出する（ここに、 i は 1 から n までの値をとる。）。なお、この位置ベクトル r_i を算
出する際の原点は、受信アンテナ 6 における特定の位置に設定されている。そして、位置
算出装置 5 は、算出した位置ベクトル r_i を、挿入位置の情報として画像処理装置 9 へ出
力する。 40

【0035】

画像処理装置 9 は、各送信コイル $C_1, \dots, C_n$ の位置に基づいて、被検者の体腔への
挿入部 15 の挿入形状を算出する。ここで、挿入部 15 の先端位置は、図 1 に示すよう
に、先端の最も近くに配置された送信コイル C_1 の位置とする。ここに、この送信コイル C 50

1 の位置ベクトルは、 $r_1 = (x_1, y_1, z_1)$ であるために、つまり位置ベクトル r_1 が挿入部 15 の先端位置を表していることになる。この挿入形状の算出方法の詳細については、上記「背景技術」において述べた、特開平 8 - 107875 号公報や特開 2003 - 305044 号公報などに開示されているために、詳細な説明を省略する。

【0036】

画像処理装置 9 は、算出した挿入形状を示す画像データを第 1 モニタ 7 へ出力して表示させるとともに、これと同時に、2 次元超音波断層像データに係る画像データを第 2 モニタ 8 へ出力して表示させる。なお、ここでは、挿入形状画像と 2 次元超音波断層像とをそれぞれ別のモニタに表示させているが、これに限らず、図 2 に示すように、同一のモニタの画面 21 上に、挿入形状画像 22 と 2 次元超音波断層像 23 とを同時に表示するようにしても構わない。 10

【0037】

また、本実施例においては、挿入部 15 内に複数の送信コイル $C_1, \dots, C_n$ を設けて磁場を発生させ、この磁場を受信アンテナ 6 により検出するようにしているが、送受をこの逆にしても構わない。すなわち、挿入部 15 内に受信アンテナ 6 に相当する受信用のコイルを設けるとともに、本実施例の受信アンテナ 6 の位置に送信コイルを設ける構成としても良い。

【0038】

さらに、本実施例では、位置検出を磁場により行う（位置検出手段としてコイルを用いる）ようにしているが、これに限るものではなく、他の手段により位置検出を行うようにしても良い。例えば、加速度センサー等を信号線で接続して、位置検出手段を構成するようにしても良い。 20

【0039】

そして、本実施例では、細径超音波プローブ 2 を、モータ 18 を用いた機械走査式のものとして構成したが、これに代えて、多数の超音波振動子 17 を電氣的に切替える電子走査式のものとして構成しても構わない。さらに、走査方向も、ラジアル走査に限らず、コンベックス走査であっても良い。すなわち、本発明は、超音波の走査方式によるものではない。

【0040】

このような実施例 1 によれば、複数の送信コイル $C_1, \dots, C_n$ を内視鏡 1 の挿入部 15 内に設けるように構成したために、送信コイル $C_1, \dots, C_n$ 周辺の設計の自由度が増し、位置検出力ターテル内に送信コイルを設けていた従来例に比して、送信コイルに加わる機械的応力を軽減するように設計することが可能となる。さらに、送信コイル $C_1, \dots, C_n$ の信号線を極端に細くする必要がないために、コイルの信号線を切れ難くすることができる。これにより操作者は、装置の耐久性を気にすることなく、検査に集中することが可能となる。 30

【0041】

また、細径超音波プローブ 2 を内視鏡 1 の挿通部 16 に挿通するように構成したために、例えば挿入形状画像を観察しながら挿入部 15 の先端を大腸の所望の部位に到達させ、内視鏡 1 の光学系により関心領域を光学像として観察して、超音波による精密検査が必要となったときに、細径超音波プローブ 2 を挿通部 16 に挿通させて、所望の部位の超音波断層像を観察することが可能となる。さらに、超音波断層像を観察した後に、生検鉗子を用いた生体検査が必要になった場合にも、挿通部 16 から細径超音波プローブ 2 を抜去して、挿通部 16 に生検鉗子を挿通することにより、生検鉗子による検査を実施することができる。 40

【0042】

そして、内視鏡 1 の光学系を直視型としたために、挿入時に観察し易いという利点がある。

【0043】

また、挿入形状画像と 2 次元超音波断層像とを同時に表示するようにしたために、2 次 50

元超音波断層像が体腔のどの位置で観測されているのかを容易に把握することが可能となる。

【 0 0 4 4 】

こうして、本実施例における超音波診断装置としての内視鏡装置によれば、挿入形状が表示されるために、内視鏡 1 を挿入し易く、必要に応じて超音波断層像を表示することができ、被検者から内視鏡の差し替えを行うことなく一連の検査手順を実施することができる（つまり、効率的な診断を行うことができる。）。

【 実施例 2 】

【 0 0 4 5 】

図 3 から図 8 は本発明の実施例 2 を示したものであり、図 3 は超音波診断装置を兼ねた内視鏡装置の構成を示すブロック図、図 4 は内視鏡の挿入部における送信コイルの配置を挿入軸方向側から示す図、図 5 は 3 次元空間内における 2 次元超音波断層像データ群の配置を示す図、図 6 はピクセルで構成される 2 次元超音波断層像データの座標を説明するための図、図 7 は 2 次元超音波断層像データ上の任意の位置の座標を算出する式を説明するための図、図 8 は、複数枚の 2 次元超音波断層像データから 3 次元超音波画像データを構築する様子を示す図である。

10

【 0 0 4 6 】

この実施例 2 において、上述の実施例 1 と同様である部分については同一の符号を付して説明を省略し、主として異なる点についてのみ説明する。

【 0 0 4 7 】

20

この実施例 2 における超音波診断装置を兼ねた内視鏡装置は、上述した実施例 1 において説明した内視鏡 1 の挿入形状と 2 次元超音波断層像とを表示する機能に加えて、さらに、3 次元超音波画像を作成して表示する機能を備えたものとなっている。なお、本実施例においても、内視鏡装置に設けられている一般的な構成の内の、本発明に関連しない部分については、図示および説明を省略する。

【 0 0 4 8 】

本実施例の内視鏡 1 は、上述した実施例 1 の図 1 に示した内視鏡 1 に対して、送信コイル C 1 ' を追加したものとなっている。すなわち、図 3 および図 4 に示すように、挿入部 1 5 の先端側から手元側へ順に配列されている送信コイル C 1 , ... , C n の内の、最も先端側に配置された送信コイル C 1 の近傍に、送信コイル C 1 ' が配設されている。送信コイル C 1 , ... , C n は、例えば挿入軸の方向が巻線軸の方向と一致するように配設されているのに対して、送信コイル C 1 ' は、挿入軸の方向に直交する方向が巻線軸の方向となるように配設されたものとなっている。さらに、送信コイル C 1 ' は、ラジアル走査により得られる 2 次元超音波断層像の 1 2 時方向と一致するような配向になるように配設されている。送信コイル C 1 ' の具体的な配置例としては、図 4 に示すように、送信コイル C 1 と挿通部 1 6 とが、挿入部 1 5 の経方向の対向する位置に配設されていて、送信コイル C 1 ' は、送信コイル C 1 と挿通部 1 6 との間にこれらを結ぶ経方向に沿って配設されている。そして、送信コイル C 1 と送信コイル C 1 ' とは、一对の送信コイルとして、後述するように機能するようになっている。なお、送信コイル C 1 は、細径超音波プローブ 2 を挿通部 1 6 へ所定位置まで挿入したときに、超音波振動子 1 7 の近傍に位置するように配置されたものとなっている。これにより、送信コイル C 1 の位置が、超音波振動子 1 7 の位置、つまり超音波走査の中心位置であると考えて、実質的に差し支えないように構成されている。

30

40

【 0 0 4 9 】

また、画像処理装置 9 は、上述した実施例 1 において説明したような機能に加えて、さらに 3 次元超音波画像データを再構成する機能を備えた再構成手段となっている。

【 0 0 5 0 】

続いて、このような内視鏡装置の作用について説明する。

【 0 0 5 1 】

実施例 1 と同様に、キーボード 1 1 やマウス 1 2 を介して操作者により超音波走査の指

50

示が入力されると、細径超音波プローブ 2 の先端部に内蔵された超音波振動子 17 は、駆動部 3 により駆動されて、超音波を送受波するラジアル走査を行う。

【0052】

超音波観測装置 4 は、このラジアル走査により得られるエコー信号に、包絡線検波、対数増幅、A/D 変換、そして極座標系から直交座標系への変換等の処理を行い、一回のラジアル走査に対して一枚の 2 次元超音波断層像データを作成して、画像処理装置 9 へ出力する。

【0053】

位置算出装置 5 は、複数の送信コイル C_1 , C_1' , C_2 , ..., C_n の各々に対して、互いに異なる周波数の磁場発生電流を供給する。

10

【0054】

これにより複数の送信コイル C_1 , C_1' , C_2 , ..., C_n は、互いに異なる周波数の磁場を、周囲の空間へ向けて発生する。

【0055】

送信コイル C_1 , C_1' , C_2 , ..., C_n から発生した互いに異なる周波数の磁場は、受信アンテナ 6 により検出される。そして、受信アンテナ 6 は、検出した磁場を電流に変換して、電気信号として位置算出装置 5 へ出力する。

【0056】

位置算出装置 5 は、受信アンテナ 6 からの電気信号を A/D 変換し、周波数を識別して、各送信コイル C_1 , ..., C_n の位置を表す位置ベクトル $r_i = (x_i, y_i, z_i)$ を算出する（ここに、 i は 1 から n までの値をとる。）。なお、位置ベクトル r_i を算出する際の原点 O （図 6、図 7 参照）は、実施例 1 と同様に、受信アンテナ 6 における特定の位置に設定されている。また、送信コイル C_1' は、一对の送信コイルの他方である送信コイル C_1 の近傍に配置されているために、該送信コイル C_1 と同一位置にあるものとして扱うことにする。そして、位置算出装置 5 は、算出した位置ベクトル r_i を、挿入位置の情報として画像処理装置 9 へ出力する。

20

【0057】

また、位置算出装置 5 は、一对の送信コイル C_1 , C_1' については、位置ベクトル r_1 を算出するだけでなく、さらに、その配向を示す 2 つの方向ベクトル V , V_{12} を算出する。ここに、方向ベクトル V は、送信コイル C_1 の巻線軸の方向を示すベクトルであり、方向ベクトル V_{12} は、送信コイル C_1' の巻線軸の方向を示すベクトルである（図 6 および図 7 参照）。なお、送信コイル C_1 の位置ベクトル $r_1 = (x_1, y_1, z_1)$ は、上述したように、実質的に、2 次元超音波断層像データ 25 の中心 R の位置を示すベクトルであると考えて差し支えない。

30

【0058】

そして、位置算出装置 5 は、算出した方向ベクトル V , V_{12} を、2 次元超音波断層像に係る方向情報として、画像処理装置 9 へ出力する。なお、2 次元超音波断層像に係る位置情報は、前述の位置ベクトル r_1 を用いるようになっている。

【0059】

前述の方向ベクトル V は、巻線軸の方向が内視鏡 1 の挿入軸方向と一致するように設けられた送信コイル C_1 の、磁場を検出して得られた信号に基づき算出される。ラジアル走査を行う場合には、2 次元超音波断層像データ 25 が内視鏡 1 の挿入軸に垂直となるために、方向ベクトル V は、2 次元超音波断層像データ 25 の法線ベクトルに相当する。

40

【0060】

また、方向ベクトル V_{12} は、巻線軸の方向が 2 次元超音波断層像データ 25 の 12 時方向と一致するように設けられた送信コイル C_1' の、磁場を検出して得られた信号に基づき算出される。従って、この方向ベクトル V_{12} は、2 次元超音波断層像データ 25 の 12 時方向ベクトルに相当し、方向ベクトル V とは直交する。

【0061】

なお、位置算出装置 5 は、これらの方向ベクトル V , V_{12} を、それぞれ予め単位長に正

50

規化して算出するようになっている。

【 0 0 6 2 】

ところで、図 3 に示すように、細径超音波プローブ 2 を挿通部 1 6 に所定位置まで挿通して超音波振動子 1 7 が内視鏡 1 の先端から突出したところで固定すると、超音波振動子 1 7 は、常に内視鏡 1 の先端近傍にあって、内視鏡 1 の先端と一定の距離を保つとみなすことができる。従って、上述したように、内視鏡 1 の先端位置を示す送信コイル C 1 の位置ベクトル r_1 が、超音波振動子 1 7 の回転中心位置であると考えて、実使用上差し支えない。つまり、最も先端側の送信コイル C 1 の位置ベクトル r_1 は、2 次元超音波断層像データ 2 5 の中心の座標に相当する。

【 0 0 6 3 】

次に、超音波振動子 1 7 によりラジアル走査を行いながら、操作者が被検者の体腔内で細径超音波プローブ 2 と一体に内視鏡 1 の挿入部 1 5 を進退させることにより、内視鏡 1 の進退経路に沿った複数枚の 2 次元超音波断層像データ 2 5 が得られる。これと同時に、挿入部 1 5 の挿入位置の情報と、超音波振動子 1 7 の位置情報および配向情報と、が得られる。これらのデータは、逐次、画像処理装置 9 へ送信される。

【 0 0 6 4 】

画像処理装置 9 は、各送信コイル C 1 , ... , C n の位置に基づいて、被検者の体腔への挿入部 1 5 の挿入形状（位置および配向）を算出する。

【 0 0 6 5 】

そして、画像処理装置 9 は、算出した挿入形状を示す画像データを第 1 モニタ 7 へ出力して表示させるとともに、これと同時に、2 次元超音波断層像データ 2 5 に係る画像データを第 2 モニタ 8 へ出力して表示させる。なお、上述と同様に、挿入形状画像と 2 次元超音波断層像とを、同一のモニタ画面上に表示しても構わない。

【 0 0 6 6 】

一方、画像処理装置 9 は、超音波観測装置 4 から受信したデジタル化された 2 次元超音波断層像データ 2 5 と、位置算出装置 5 から受信した方向ベクトル V , V_{12} および 2 次元超音波断層像データ 2 5 の中心位置の位置ベクトル r_1 とを、画像メモリ 1 9 に記憶する。これにより、該画像メモリ 1 9 に記憶された 2 次元超音波断層像データ 2 5 のデータ群は、例えば図 5 に示すように、位置と方向とを備えたデータ群として、3 次元空間内に配置することが可能となる。

【 0 0 6 7 】

2 次元超音波断層像データ 2 5 は、超音波観測装置 4 により、エコー信号の強度に対応する輝度値を有するピクセル 2 5 a（図 6 参照）を、2 次元状に配列したデータとして生成されるが、2 次元超音波断層像データ 2 5 が位置および方向を備えているために、各ピクセル 2 5 a も 3 次元空間内における位置とその輝度を有することになる。このようにして、ラジアル走査を続けることにより、2 次元超音波断層像データ 2 5 が順次得られ、それぞれの 2 次元超音波断層像データ 2 5 について、それを構成する各ピクセル 2 5 a を 3 次元空間に配置することにより、3 次元空間内での位置とその輝度を有するピクセル群が構成される。

【 0 0 6 8 】

ここで、各ピクセル 2 5 a の 3 次元空間における位置を求める方法について、図 6 および図 7 を参照して説明する。

【 0 0 6 9 】

まず、2 次元超音波断層像データ 2 5 上の任意の点を P とし、2 次元超音波断層像データ 2 5 の中心、すなわち超音波振動子 1 7 の回転中心を R とする。さらに、回転中心 R から点 P までの、3 時方向の距離を a、1 2 時方向の距離を b とする。すると、点 P の 3 次元空間上での位置ベクトル p は、図 6 および図 7 から明らかなように、正規化された方向ベクトル V と V_{12} とを用いて、次の数式 1 により算出することができる。

[数 1]

$$p = r_1 + a (V_{12} \times V) + b V_{12}$$

10

20

30

40

50

ただし、 $V_{12} \times V$ は、 V_{12} と V との外積であり、3 時方向を示す方向ベクトルとなっている。

【0070】

従って、各々の 2 次元超音波断層像データ 25 は、数式 1 を満足する 3 次元空間上の位置 P をもつボクセルの集合であるといえる。なお、ボクセルとは、3 次元超音波画像データを構成する各々の 3 次元空間上のデータのことである。各々の 2 次元超音波画像は、操作者が被検体の体腔内で細径超音波プローブ 2 ごと内視鏡 1 を進退させたときの、細径超音波プローブ 2 の進退経路に沿っている。

【0071】

画像処理装置 9 は、複数枚の連続した 2 次元超音波断層像データ 25 の各々の位置ベクトル r と方向ベクトル V 、 V_{12} とに基づいて、各々の 2 次元超音波断層像データ 25 の全てのピクセル 25a の位置情報を算出する。

10

【0072】

次に、画像処理装置 9 は、2 次元超音波断層像データ 25 の全てのピクセル 25a の位置とその輝度とから、3 次元超音波画像データ 26 を図 8 に示すように構築する。この 3 次元超音波画像データ 26 は、3 次元空間上にその位置と輝度を持ったデータ（ボクセル）の集合であるといえる。

【0073】

さらに、画像処理装置 9 は、隣り合う前後の 2 次元超音波断層像データ 25 同士のすき間にあるボクセルの位置と輝度とを、その周辺にあるピクセル 25a の位置と輝度とに基づき補間して内挿する。また、画像処理装置 9 は、2 次元超音波断層像データ 25 が交差して重複する部分に関しては、輝度を平均化してボクセルの輝度とする。このような処理を行うことにより、画像処理装置 9 は、図 8 に示すように、複数の 2 次元超音波断層像データ 25 から 3 次元超音波画像データ 26 を構築する。

20

【0074】

3 次元超音波画像データ 26 は、上述したように、輝度を持つボクセルの集合であり、画像処理装置 9 は、この 3 次元超音波画像データ 26 に基づき、3 次元超音波画像を第 1 モニタ 7 または第 2 モニタ 8 に表示させる。このとき、挿入形状画像と 2 次元超音波断層像と 3 次元超音波画像との内の少なくとも 2 つを、同時に表示するようにしても良い。

【0075】

なお、後述する実施例において記載する 3 次元超音波画像は、ここで説明したような 3 次元超音波画像データ 26 と同様に構成されたものであるとする。

30

【0076】

また、本実施例では、送信コイル C_1' を、巻線軸の方向が挿入軸方向に垂直な方向となるように配置されたものであるとしたが、送信コイル C_1' の方向はこれに限るものではなく、方向ベクトル V_{12} を算出可能な任意の角度に配置するようにしても良い。

【0077】

このような実施例 2 によれば、上述した実施例 1 とほぼ同様の効果を奏することができる。

【0078】

さらに、この実施例 2 によれば、超音波振動子 17 の位置と 2 次元超音波断層像データ 25 の方向とを検出する手段を設けたために、挿入部 15 の先端の進退経路を正確にトレースした 3 次元超音波画像データ 26 を得ることができる。従って、操作者は、挿入部 15 の進退に合わせて内視鏡 1 の曲がり具合を観察することができ、さらに、必要に応じて細径超音波プローブ 2 を挿通させて所望の部位の超音波断層像を観察することができるとともに、体腔の曲がり具合を忠実に反映した正確な 3 次元超音波画像を観察することができる。

40

【0079】

また、操作者は、内視鏡 1 の挿入形状画像と 2 次元超音波断層像と 3 次元超音波画像とを同時に表示させて、走査時に内視鏡 1 を正確に目的の臓器に近付かせ、3 次元超音波画

50

像を観察して、２次元超音波断層像が関心領域を的確に捉えているか否かを容易に判断することができる。

【実施例３】

【００８０】

図９から図１３は本発明の実施例３を示したものであり、図９は超音波診断装置を兼ねた内視鏡装置の構成を示すブロック図、図１０は内視鏡装置によりガイド画像を生成する処理を示すフローチャート、図１１は３次元の解剖学的な画像情報において画像情報平面を選択する様子を示す図、図１２は選択された画像情報平面上において特徴点を指定する様子を示す図、図１３は画面上にガイド画像と２次元超音波断層像とを並べて同時に表示している様子を示す図である。

10

【００８１】

この実施例３において、上述の実施例１，２と同様である部分については同一の符号を付して説明を省略し、主として異なる点についてのみ説明する。

【００８２】

この実施例３の内視鏡装置は、上述した実施例２の図３に示した構成に、さらにプレート１３と、マーカコイル１４と、を追加したものとなっている。プレート１３は、磁場を発生するコイルを内蔵する略楕円盤状の装置であり、ベルトを用いて被検者の身体にくくり付けることができるように構成されている。また、マーカコイル１４は、磁場を発生するコイルを先端側に内蔵するスティック状の装置である。そして、これらのプレート１３とマーカコイル１４とは、図９に示すように、位置算出装置５にそれぞれ接続されている。

20

【００８３】

そして、画像処理装置９は、上述した実施例２において説明したような機能に加えて、体腔内における２次元超音波断層像の位置と方向とをナビゲーションするためのガイド画像を作成する機能を備えた、再構成手段、ガイド画像生成手段となっている。

【００８４】

続いて、本実施例の内視鏡装置の作用の内の、上述した実施例の内視鏡の作用と異なる部分、つまりガイド画像を生成する作用について説明する。

【００８５】

図１０を参照して、内視鏡装置によりガイド画像を生成する処理について説明する。なお、この図１０を参照して説明する処理には、操作者による操作も一部含まれている。

30

【００８６】

画像処理装置９の画像メモリ１９には、生体内の部位の解剖学的な画像情報が３次元画像データとして記録されていて、この３次元画像データには、体表もしくは体腔内の特徴点の位置を設定できるようになっている。ここに、解剖学的な画像情報としては、例えば凍結人体を数ミリ間隔でスライスして撮影された画像データ（これは、人体の模式図データである。）が用いられる。解剖学的な画像情報は、モノクロの輝度あるいはカラー等により識別された生体の情報で構成された３次元領域のボクセルの集合であり、該画像情報はボクセル単位で取り出すことができるようになっている。

40

【００８７】

ガイド画像を作成する際には、検査を行う前に、３次元の解剖学的な画像情報を、第１モニタ７または第２モニタ８上に表示して、操作者が人体の模式図データの解剖学的な画像情報上において４つの特徴点を選択する。なお、特徴点は、体表面または体腔表面において選択され、より実用的には、例えば、体表面において２つ、体腔表面において２つ選択される。より具体的な例として、ここでは、特徴点として、剣状突起、骨盤右端、幽門、十二指腸乳頭、を選択するものとする。

【００８８】

この特徴点を選択する具体的な方法について、図１１および図１２を参照して説明する。

【００８９】

50

図 1 1 に示すように、操作者は、マウス 1 2 を用いて、例えば直方体形状をなす 3 次元の解剖学的な画像情報 2 7 (なお、この画像情報 2 7 は、ボクセル 2 9 の集合である。) 上の側面に沿って、ポインタ 3 1 を移動させ、マウス 1 2 のボタンをクリックすることにより、特徴点の位置を的確に指定することができる解剖学的な画像情報平面 2 8 を選択して、第 1 モニタ 7 または第 2 モニタ 8 に表示させる。

【 0 0 9 0 】

すると、図 1 2 に示すように、人体の断面を含む画像情報平面 2 8 が、平面として表示される。なお、この画像情報平面 2 8 にも、ポインタ 3 1 が表示されている。

【 0 0 9 1 】

そして、操作者は、表示された解剖学的な画像情報平面 2 8 上において、マウス 1 2 を用いて特徴点 P の位置までポインタ 3 1 を移動し、マウス 1 2 のボタンをクリックすることにより、特徴点を指定する。このような操作が、4 つの特徴点を指定し終わるまで、繰り返して行われる。

【 0 0 9 2 】

各々の特徴点の位置が指定される都度に、画像処理装置 9 は、各々の特徴点の、解剖学的な画像情報 2 7 の原点 O ' からの位置情報を登録する。これにより解剖学的な画像情報 2 7 上に指定した特徴点で、座標系が生成される (ステップ S 1)。

【 0 0 9 3 】

次に、被検者である実際の生体において、先に選択した 4 つの特徴点の位置データを登録する。これは、解剖学的な画像情報 2 7 上に指定された 4 つの特徴点の座標と、実際の生体における 4 つ特徴点 (混同を避けるために、以下では基準点という。) の位置データと、を対応させるためである。具体的には、操作者は、被検者の体表の剣状突起にプレート 1 3 を取り付けることにより、基準点としての剣状突起の位置を取得する。また、操作者は、骨盤右端にマーカコイル 1 4 を当て付けることにより、基準点としての骨盤右端の位置を取得する。さらに、操作者は、内視鏡 1 を被検者の体腔内へ挿入して、挿入部 1 5 の先端を体腔内の幽門に近接させることにより、基準点としての幽門の位置を送信コイル C 1 の位置として取得する。そして、操作者は、挿入位置を移動させて、挿入部 1 5 の先端を十二指腸乳頭に近接させることにより、基準点としての十二指腸乳頭の位置を送信コイル C 1 の位置として取得する。これにより被験者の実際の基準点で座標系が生成される (ステップ S 2)。

【 0 0 9 4 】

次に、画像処理装置 9 は、被験者の実際の基準点で生成する座標系と、解剖学的な画像情報 2 7 上に指定した特徴点で生成する座標系と、の対応をとる座標系間の変換式を、被験者の 4 つの基準点から構成される三角錐と、解剖学的な画像情報 2 7 上の 4 つの特徴点から構成される三角錐と、が相似であることを仮定して決定する。ここに、両方の三角錐が相似である理由は、解剖学的な画像情報 2 7 上の関心領域を含む臓器の配置と、実際の被検者の臓器の配置とが、同じであると仮定することによっている (ステップ S 3)。

【 0 0 9 5 】

上述したステップ S 1 からステップ S 3 まだが、ガイド画像を作成するための準備段階である。

【 0 0 9 6 】

次に、超音波走査が開始されると、画像処理装置 9 は超音波走査中であるか否かを判定する (ステップ S 4)。

【 0 0 9 7 】

ここで超音波走査中であると判定された場合には、被験者の 4 つの基準点の位置に対して、被検者の体位の変動に応じた位置補正を行う。そして、補正後の被験者の基準点から求めた 2 次元超音波断層像データ 2 5 の中心位置を、ステップ S 3 で決めた座標系間の変換式を使って、解剖学的な画像情報 2 7 の特徴点で生成する座標系に対応させ、2 次元超音波断層像データ 2 5 の中心位置の対応点を求める。つまり、座標間の変換式を用いて、位置算出装置 5 により得られた位置情報から、被験者の体腔内の超音波振動子 1 7 の位置

10

20

30

40

50

(2次元超音波断層像データ 25 の中心位置) に対応する解剖学的な画像情報 27 上の位置を特定する (ステップ S 5) 。

【 0098 】

次に、画像処理装置 9 は、超音波振動子 17 の配向を表す位置情報から、解剖学的な画像情報 27 上で 2次元超音波断層像の中心位置の対応点を含む 2次元超音波断層像と配向を同じくする断面を生成する (ステップ S 6) 。

【 0099 】

そして、2次元超音波断層像の位置と配向を同じくする解剖学的な画像情報 27 上の断面をガイド画像として、2次元超音波断層像とともに、図 13 に示すように第 1 モニタ 7 または第 2 モニタ 8 上に表示する (ステップ S 7) 。この図 13 に示すガイド画像 32 は、膵管胆管合流部を表しており、膵管 (PD : Pancreas Duct) 、総胆管 (CBD : Common Bile Duct) 、門脈 (PV : Portal Vein) 等がそれぞれ色分けされたアノテーションが重畳された画像である。

10

【 0100 】

このステップ S 7 の処理を行ったら、上記ステップ S 4 へ戻り、上述したような処理を行う。従って、1回の超音波スキャンが行われる毎に、ステップ S 4 からステップ S 7 の処理が繰り返して行われ、リアルタイムでガイド画像 32 が表示されることになる。

【 0101 】

このような実施例 3 によれば、上述した実施例 1 , 2 とほぼ同様の効果を奏することができる。

20

【 0102 】

さらに、この実施例 3 によれば、挿入形状画像に加えてガイド画像をリアルタイムに観察することができるために、2次元超音波断層像の位置を正確に確認しながら、挿入部 15 の先端を関心領域へ正確かつ容易に導くことが可能となる。

【 0103 】

また、挿入部 15 の先端が所望の部位に到達した後に、内視鏡 1 の光学系により関心領域を光学像として観察した結果、超音波による精密検査が必要となったときに、細径超音波プローブ 2 を挿通部 16 に挿通させて、所望の部位のガイド画像と超音波断層像とを対比させて観察することが可能となる。

【 実施例 4 】

30

【 0104 】

図 14 および図 15 は本発明の実施例 4 およびその変形例を示したものであり、図 14 は内視鏡の一例と細径超音波プローブと挿入形状検出用プローブとを示す図、図 15 は内視鏡の他の例と細径超音波プローブと挿入形状検出用プローブとを示す図である。この実施例 4 において、上述の実施例 1 ~ 3 と同様である部分については同一の符号を付して説明を省略し、主として異なる点についてのみ説明する。

【 0105 】

本実施例の内視鏡 1 は、上述した実施例 1 ~ 3 の内視鏡 1 と異なり、送信コイル C 1 , ... , C n を備えてはいない。そして、この内視鏡 1 には、挿通部 16 以外に、もう一つ管状の挿通部 16 B が設けられている。

40

【 0106 】

そして、一方の挿通部 16 には、上述した細径超音波プローブ 2 が挿通されるようになっているとともに、他方の挿通部 16 B には、内視鏡 1 の挿入形状を検出するための位置検出用プローブたる挿入形状検出用プローブ 41 が挿通されるようになっている。

【 0107 】

そして、前記複数個の送信コイル C 1 , ... , C n は、この挿入形状検出用プローブ 41 内に配設されている。すなわち、挿入形状検出用プローブ 41 内には、先端側から基端側に向かって順に、送信コイル C 1 , ... , C n が一列に配列して設けられている。そして、これらの送信コイル C 1 , ... , C n は、それぞれが位置算出装置 5 に電氣的に接続されている。

50

【0108】

その他の構成については、上述した実施例1と同様である。

【0109】

次に、本実施例の内視鏡装置の作用の内の、上述した実施例1の内視鏡装置の作用と異なる部分は、内視鏡1の形状を検出しようとする際には、挿入形状検出用プローブ41を挿通部16Bに挿通して、図示しない固定治具等を用いて挿入部15に固定する点である。これにより、内視鏡1の挿入形状を検出することができる。

【0110】

これに加えて、細径超音波プローブ2を挿通部16に挿通すれば、内視鏡1の挿入形状画像と2次元超音波断層像とを表示することができるのも、上述した実施例1と同様である。

10

【0111】

なお、上述では、挿入形状検出用プローブ41を挿通部16Bに、細径超音波プローブ2を挿通部16に、それぞれ挿通するようにしたが、挿通部16と挿通部16Bとを同一径のものとする場合には、何れのプローブを何れの挿通部に挿通しても構わない。

【0112】

このような実施例4によれば、上述した実施例1とほぼ同様の効果を奏することができる。

【0113】

さらに、本実施例によれば、内視鏡1の使用状況や目的に応じて、挿入形状検出用プローブ41や細径超音波プローブ2を挿通部16から抜脱して生検鉗子と取り替えることができる。光学像での観察、挿入形状を観察しながらの超音波断層像の観察、および挿通部16に生検鉗子を通じての生体検査を行うことができる。

20

【0114】

このように、内視鏡に複数の挿通部を設けたために、一方の挿通部を用いて超音波診断を行ないながら、他方の挿通部を用いて多種多様な処置を行うことが可能となるという、著しい効果を奏する。特に大腸検査では、一方の挿通部16から体腔内に水を注入して、超音波断層像の観察を継続することができる利点がある。また、呼吸器系検査においても、一方の挿通部により痰を除きながら、超音波断層像の観察を行うことができる利点がある。

30

【0115】

次に、図15を参照して、実施例4の変形例について説明する。

【0116】

この変形例においては、挿入形状検出用プローブ41内に、複数個の送信コイルC1, ..., Cnを配置するとともに、さらに送信コイルC1'を配置したものとなっている。この送信コイルC1'は、送信コイルC1に対して、上述した実施例2の図3に示したものと同様の位置関係を有するように、挿入形状検出用プローブ41内に配置されている。その他の構成については、上述した実施例2と同様である。

【0117】

この変形例の内視鏡装置の作用の内の、上述した実施例2の内視鏡装置の作用と異なる部分は、内視鏡1の形状を検出しようとする際には、挿入形状検出用プローブ41を挿通部16Bに挿通して、図示しない固定治具等を用いて挿入部15に固定する点である。

40

【0118】

これにより、超音波振動子17の位置と配向情報とを得ることができる。そして、内視鏡1の挿入形状画像と2次元超音波断層像とに加えて、さらに3次元超音波画像を表示することが可能となる。

【0119】

このような変形例によれば、上述した実施例2とほぼ同様の効果を奏することができる。これに加えて、上述した実施例4と同様の効果を奏することができる。

【0120】

50

なお、プレート 13 およびマーカコイル 14 をさらに設けることにより、上述した実施例 3 と同様の効果を奏することも可能となる。

【0121】

なお、本発明は上述した実施例に限定されるものではなく、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

【産業上の利用可能性】

【0122】

本発明は、生体へ超音波を送信し生体組織からの反射波を受信して超音波画像を得る超音波診断装置に好適に利用することができる。

【図面の簡単な説明】

10

【0123】

【図 1】本発明の実施例 1 における超音波診断装置を兼ねた内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 2】上記実施例 1 において、モニタの画面に挿入形状画像と 2 次元超音波断層像とを同時に表示している様子を示す図。

【図 3】本発明の実施例 2 における超音波診断装置を兼ねた内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 4】上記実施例 2 の内視鏡の挿入部における送信コイルの配置を挿入軸方向側から示す図。

【図 5】上記実施例 2 において、3 次元空間内における 2 次元超音波断層像データ群の配置を示す図。 20

【図 6】上記実施例 2 において、ピクセルで構成される 2 次元超音波断層像データの座標を説明するための図。

【図 7】上記実施例 2 において、2 次元超音波断層像データ上の任意の位置の座標を算出する式を説明するための図。

【図 8】上記実施例 2 において、複数枚の 2 次元超音波断層像データから 3 次元超音波画像データを構築する様子を示す図。

【図 9】本発明の実施例 3 における超音波診断装置を兼ねた内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 10】上記実施例 3 において、内視鏡装置によりガイド画像を生成する処理を示すフローチャート。 30

【図 11】上記実施例 3 において、3 次元の解剖学的な画像情報において画像情報平面を選択する様子を示す図。

【図 12】上記実施例 3 において、選択された画像情報平面上において特徴点を指定する様子を示す図。

【図 13】上記実施例 3 において、画面上にガイド画像と 2 次元超音波断層像とを並べて同時に表示している様子を示す図。

【図 14】本発明の実施例 4 における内視鏡の一例と細径超音波プローブと挿入形状検出用プローブとを示す図。

【図 15】上記実施例 4 の変形例における内視鏡の例と細径超音波プローブと挿入形状検出用プローブとを示す図。 40

【図 16】内視鏡の斜視型と直視型とを説明するための図。

【符号の説明】

【0124】

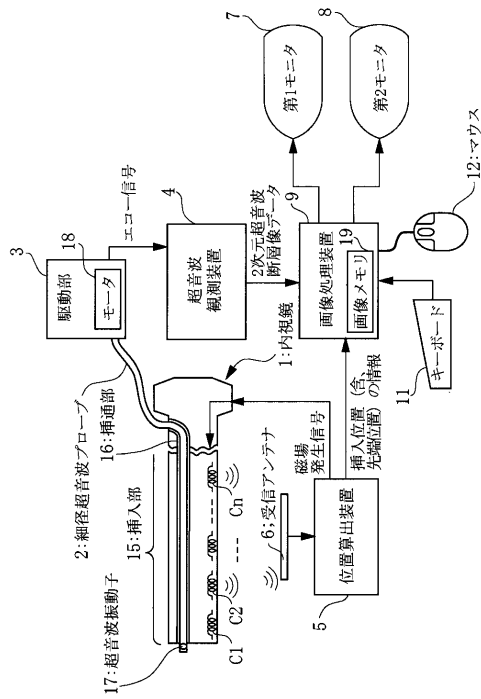
- 1 ... 内視鏡
- 2 ... 細径超音波プローブ
- 3 ... 駆動部
- 4 ... 超音波観測装置
- 5 ... 位置算出装置（位置検出手段）
- 6 ... 受信アンテナ（位置検出手段、第 2 の位置検出素子）

50

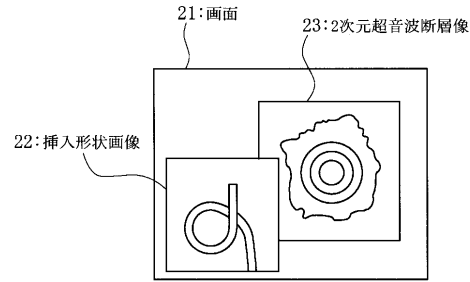
7 ... 第 1 モニタ	
8 ... 第 2 モニタ	
9 ... 画像処理装置（再構成手段、ガイド画像生成手段）	
1 1 ... キーボード	
1 2 ... マウス	
1 3 ... プレート	
1 4 ... マーカコイル	
1 5 ... 挿入部	
1 6 , 1 6 B ... 挿通部	
1 7 ... 超音波振動子	10
1 8 ... モータ	
1 9 ... 画像メモリ	
2 1 ... 画面	
2 2 ... 挿入形状画像	
2 3 ... 2 次元超音波断層像	
2 5 ... 2 次元超音波断層像データ	
2 5 a ... ピクセル	
2 6 ... 3 次元超音波画像データ	
2 7 ... 3 次元の解剖学的な画像情報	
2 8 ... 解剖学的な画像情報平面	20
2 9 ... ボクセル	
3 1 ... ポインタ	
3 2 ... ガイド画像	
4 1 ... 挿入形状検出用プローブ（位置検出用プローブ）	
C 1 , C 1 ' , C 2 , ... , C n ... 送信コイル（位置検出手段、第 1 の位置検出素子）	

代理人 弁理士 伊 藤 進

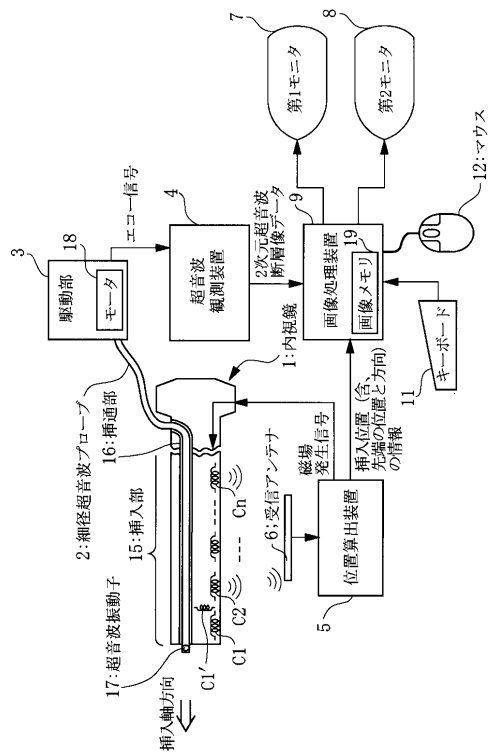
【図 1】



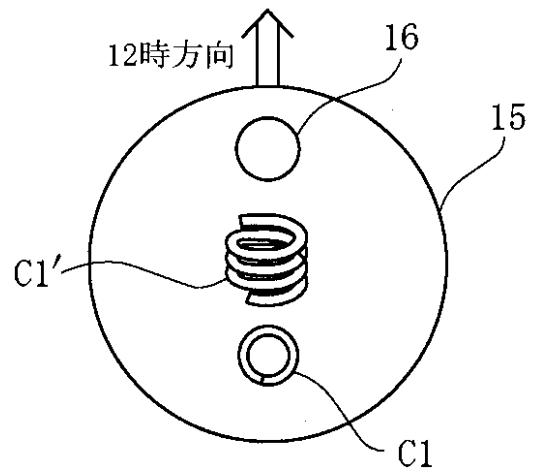
【図 2】



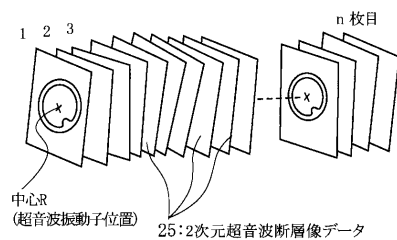
【図 3】



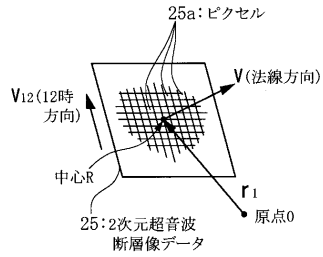
【図 4】



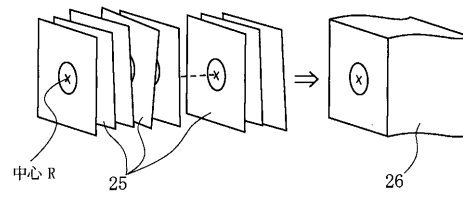
【図 5】



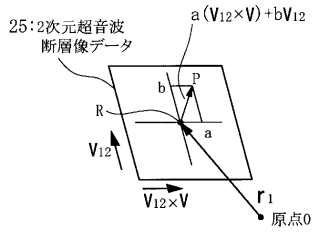
【図 6】



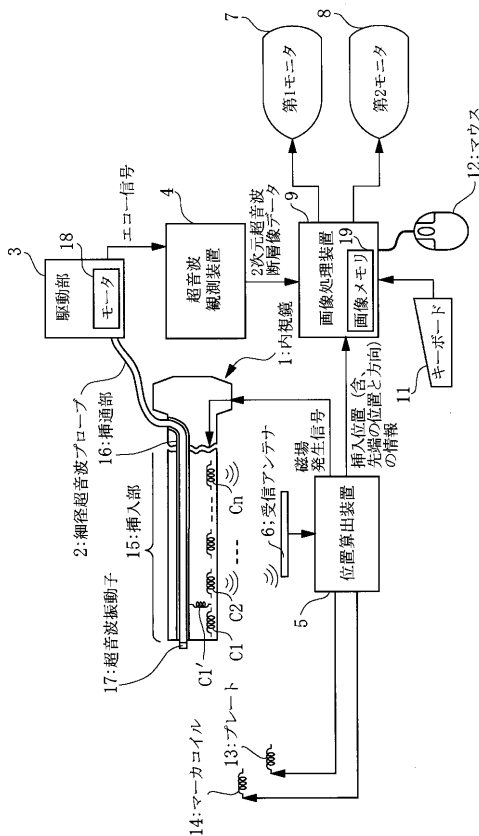
【図 8】



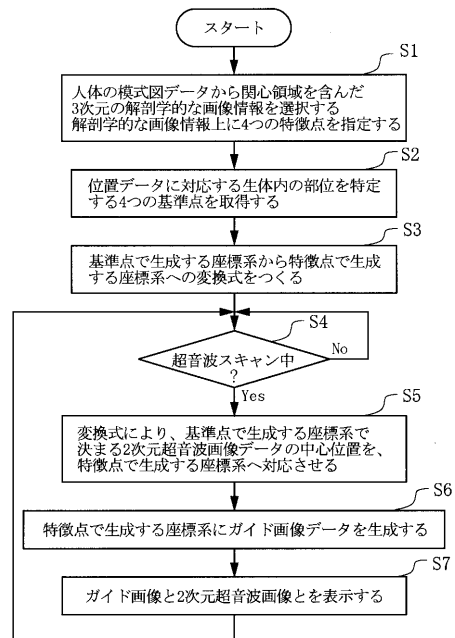
【図 7】



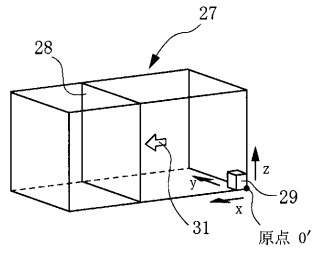
【図 9】



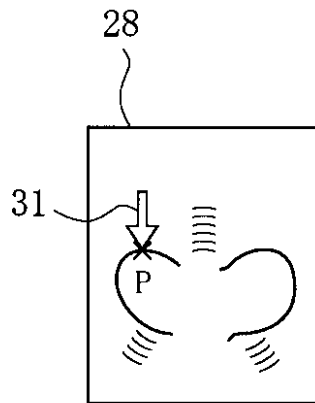
【図 10】



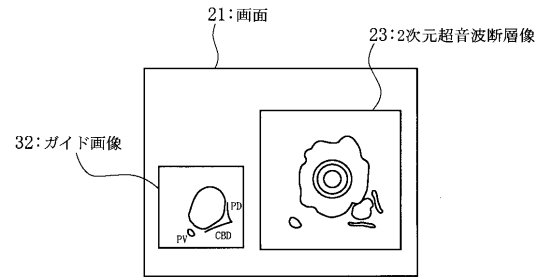
【図 1 1】



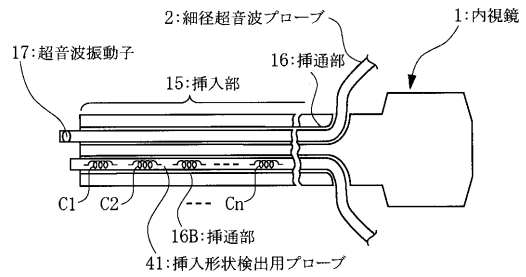
【図 1 2】



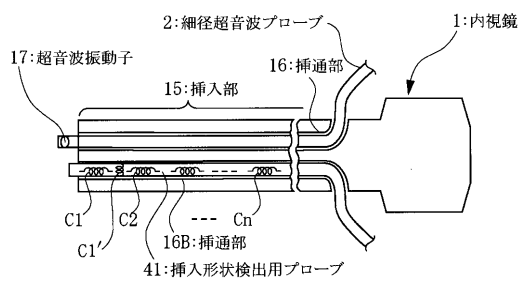
【図 1 3】



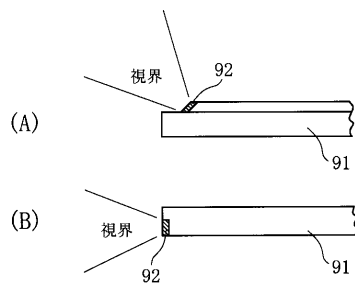
【図 1 4】



【図 1 5】



【図 1 6】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB14 BB24 EE04 EE09 FE02 FE03 GA19 GA20
GA25 JC20 JC32 JC33 KK12 KK22 KK25 KK34 LL04 LL33

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006149482A	公开(公告)日	2006-06-15
申请号	JP2004341257	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		
[标]发明人	小室雅彦 川島知直		
发明人	小室 雅彦 川島 知直		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.D A61B1/00.300.F A61B1/00.320.A A61B1/00.530 A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/01 A61B1/045.610 A61B1/045.623 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/SS21 4C061/WW10 4C061/WW16 4C061/WW20 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/FE02 4C601/FE03 4C601/GA19 4C601/GA20 4C601/GA25 4C601/JC20 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK34 4C601/LL04 4C601/LL33 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/WW10 4C161/WW16 4C161/WW20		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4716716B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供便于插入内窥镜的超声波诊断设备，能够根据需要显示超声波断层图像，并执行有效的诊断。ZSOLUTION：该超声波诊断设备具有插入体腔内的内窥镜1，并具有带插入部16的插入管15，以及构成为插入插入部16并具有插入部16的窄径超声波探头2。超声波振动器17位于远端；构造成基于通过反射由超声波振动器17产生的超声波而获得的超声波回波信号来构造超声波断层图像。该超声波诊断设备在插入部分15中设置有发送线圈C1至Cn，检测发送线圈的位置。C1至Cn由发射天线6和位置计算装置5检测插入部分15的插入形状

