

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4716716号
(P4716716)

(45) 発行日 平成23年7月6日(2011.7.6)

(24) 登録日 平成23年4月8日(2011.4.8)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 1/00 3 O O D

A 6 1 B 1/00 3 O O F

A 6 1 B 1/00 3 2 O A

請求項の数 8 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2004-341257 (P2004-341257)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成16年11月25日 (2004.11.25)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2006-149482 (P2006-149482A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成18年6月15日 (2006.6.15)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成19年9月25日 (2007.9.25)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	小室 雅彦
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		(72) 発明者	川島 知直
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		審査官	川上 則明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検者の体腔内へ挿入される超音波プローブの先端部に設けられた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、

前記先端部の位置と配向とを検出するための位置検出手段と、
解剖学的な画像情報が保持されている保持手段と、
前記保持手段が保持している前記画像情報を表示する表示手段と、
前記表示された前記画像情報上で特徴点を指定する特徴点指定手段と、
前記被検者において基準点の位置を取得する基準点位置取得手段と、
前記画像情報上で前記特徴点指定手段により指定された特徴点と、前記基準点位置取得手段が位置を取得した基準点と、前記位置検出手段が検出した前記先端部の前記位置と前記配向と、からガイド画像を作成するガイド画像作成手段と、

を具備し、
前記基準点位置取得手段は、前記基準点の少なくとも一つの位置を、前記被検者の体腔内に挿入され、当該基準点に近接された位置検出素子から取得することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記ガイド画像作成手段は、前記特徴点で構成される立体と、前記基準点で構成される立体とが相似形であることを利用して、前記特徴点で生成する座標系と前記基準点で生成

する座標系との対応をとる変換式を決定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記立体は三角錐であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記保持手段が保持している前記画像情報は、輝度もしくはカラーで識別された情報であり、

前記ガイド画像作成手段が作成するガイド画像は、色分けされてい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 5】

前記被検者に取り付け可能で、かつ、位置取得可能な被検者位置取得手段と、

前記基準点の位置に対して、前記被検者の体位の変動に応じた位置補正を行う位置補正手段と、

をさらに具備した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 6】

前記基準点位置取得手段は、前記基準点の少なくとも一つの位置を、前記被検者の体表から取得することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記基準点位置取得手段は、前記被検者の前記体表にある基準点の位置を取得するための体表位置取得手段をさらに有していることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記保持手段が保持する画像情報は、3次元の解剖学的な画像情報であり、

前記ガイド画像作成手段が作成するガイド画像は、前記位置検出手段の検出結果に基づいて得られる前記超音波断層像の位置と配向とに対応した、前記画像情報上の断面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。

【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】

【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 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。

10

20

30

40

50

【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。

10

【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。

20

【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カテーテルに設け、この位置検出カテーテルを必要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、挿通部と位置検出カテーテ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

30

【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カテーテ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。

40

【0010】

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、位置検出カテーテ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

50

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。

【0011】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、超音波断層像の位置を正確に確認することができ、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、被検者の体腔内へ挿入される超音波プローブの先端部に設けられた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、前記先端部の位置と配向とを検出するための位置検出手段と、解剖学的な画像情報が保持されている保持手段と、前記保持手段が保持している前記画像情報を表示する表示手段と、前記表示された前記画像情報上で特徴点を指定する特徴点指定手段と、前記被検者において基準点の位置を取得する基準点位置取得手段と、前記画像情報上で前記特徴点指定手段により指定された特徴点と、前記基準点位置取得手段が位置を取得した基準点と、前記位置検出手段が検出した前記先端部の前記位置と前記配向と、からガイド画像を作成するガイド画像作成手段と、を具備し、前記基準点位置取得手段は、前記基準点の少なくとも一つの位置を、前記被検者の体腔内に挿入され、当該基準点
に近接された位置検出素子から取得するものである。

【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、前記ガイド画像作成手段が、前記特徴点で構成される立体と、前記基準点で構成される立体とが相似形であることを利用して、前記特徴点で生成する座標系と前記基準点で生成する座標系との対応をとる変換式を決定する。

【0014】

さらに、第3の発明による超音波診断装置は、上記第2の発明による超音波診断装置において、前記立体が三角錐である。

【0016】

第4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、前記保持手段が保持している前記画像情報は、輝度もしくはカラーで識別された情報であり、前記ガイド画像作成手段が作成するガイド画像は、色分けされている。

【0017】

第5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、前記被検者に取り付け可能で、かつ、位置取得可能な被検者位置取得手段と、前記基準点の位置に対して、前記被検者の体位の変動に応じた位置補正を行う位置補正手段と、をさらに具備したものである。

第6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、前記基準点位置取得手段が、前記基準点の少なくとも一つの位置を、前記被検者の体表から取得する。

第7の発明による超音波診断装置は、上記第5の発明による超音波診断装置において、前記基準点位置取得手段が、前記被検者の前記体表にある基準点の位置を取得するための体表位置取得手段をさらに有している。

第8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、前記保持手段が保持する画像情報は、3次元の解剖学的な画像情報であり、前記ガイド画像作成手段が作成するガイド画像は、前記位置検出手段の検出結果に基づいて得られる前記超音波断層像の位置と配向とに対応した、前記画像情報上の断面である。

【発明の効果】

【0018】

本発明の超音波診断装置によれば、超音波断層像の位置を正確に確認ことができ、効率的な診断を行うことが可能となる。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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

40

50

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C1, ..., Cn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。

【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C1, ..., Cn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。

【0032】

磁場発生電流を供給された複数の送信コイルC1, ..., Cn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C1, ..., Cn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C1, ..., Cn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C1, ..., Cn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。

【0035】

画像処理装置9は、各送信コイルC1, ..., Cn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C1の位置とする。ここに、この送信コイルC1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

10

20

30

40

50

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。

【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 C1, ..., Cn 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。

【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 C1, ..., Cn 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 C1, ..., Cn 周辺の設計の自由度が増し、位置検出カテ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 C1, ..., Cn 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。

【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。

【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。

10

20

30

40

50

【0044】

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】

【0045】

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

【0046】

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。

【0047】

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。

20

【0048】

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C1'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15の先端側から手元側へ順に配列されている送信コイルC1、…、Cnの内の、最も先端側に配置された送信コイルC1の近傍に、送信コイルC1'が配設されている。送信コイルC1、…、Cn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C1'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C1'は、ラジアル走査により得られる2次元超音波断層像の12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C1'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C1と挿通部16とが、挿入部15の経方向の対向する位置に配設されていて、送信コイルC1'は、送信コイルC1と挿通部16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C1と送信コイルC1'とは、一対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C1は、細径超音波プローブ2を挿通部16へ所定位置まで挿入したときに、超音波振動子17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C1の位置が、超音波振動子17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

【0049】

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。

【0050】

続いて、このような内視鏡装置の作用について説明する。

【0051】

実施例1と同様に、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、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。

50

【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C1, C1', C2, ..., Cn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。

【0054】

これにより複数の送信コイルC1, C1', C2, ..., Cn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。

10

【0055】

送信コイルC1, C1', C2, ..., Cn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C1, ..., Cn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C1'は、一対の送信コイルの他方である送信コイルC1の近傍に配置されているために、該送信コイルC1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、一対の送信コイルC1, C1'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C1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C1'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C1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C1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C1'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規化して算出するようになっている。

【0062】

50

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16に所定位置まで挿通して超音波振動子17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17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C1の位置ベクトル r_1 が、超音波振動子17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C1の位置ベクトル r_1 は、2次元超音波断層像データ25の中心の座標に相当する。

【0063】

次に、超音波振動子17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15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25が得られる。これと同時に、挿入部15の挿入位置の情報と、超音波振動子17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。

【0064】

画像処理装置9は、各送信コイルC1, ..., Cn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（位置および配向）を算出する。

【0065】

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25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。

【0066】

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25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25の中心位置の位置ベクトル r_1 とを、画像メモリ19に記憶する。これにより、該画像メモリ19に記憶された2次元超音波断層像データ25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。

【0067】

2次元超音波断層像データ25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25a（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25が位置および方向を備えているために、各ピクセル25a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25が順次得られ、それぞれの2次元超音波断層像データ25について、それを構成する各ピクセル25a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。

【0068】

ここで、各ピクセル25a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。

【0069】

まず、2次元超音波断層像データ25上の任意の点をPとし、2次元超音波断層像データ25の中心、すなわち超音波振動子17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、12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]

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

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 、 $V12$ 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 $C1'$ 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 $C1'$ の方向はこれに限るものではなく、方向ベクトル $V12$ 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。

50

【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。

【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。

10

【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。

【0083】

20

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。

【0086】

30

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することが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。

【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。

40

【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】

図11に示すように、操作者は、マウス12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27（なお、この画像情報27は、ボクセル29の集合である。）

50

上の側面に沿って、ポインタ31を移動させ、マウス12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28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。

【0090】

すると、図12に示すように、人体の断面を含む画像情報平面28が、平面として表示される。なお、この画像情報平面28にも、ポインタ31が表示されている。

【0091】

そして、操作者は、表示された解剖学的な画像情報平面28上において、マウス12を用いて特徴点Pの位置までポインタ31を移動し、マウス12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えるまで、繰り返して行われる。

【0092】

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27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27上に指定した特徴点で、座標系が生成される（ステップS1）。

【0093】

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27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13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14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15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C1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15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C1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S2）。

【0094】

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27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27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27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S3）。

【0095】

上述したステップS1からステップS3までが、ガイド画像を作成するための準備段階である。

【0096】

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S4）。

【0097】

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25の中心位置を、ステップS3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27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25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17の位置（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S5）。

10

20

30

40

50

【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S6）。

【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S7）。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S7の処理を行ったら、上記ステップS4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S4からステップS7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。

【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。

20

【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】

【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。

30

【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C1，…，Cn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16Bが設けられている。

【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16B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。

40

【0107】

そして、前記複数個の送信コイルC1，…，Cn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C1，…，Cnが一行に配列して設けられている。そして、これらの送信コイルC1，…，Cn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。

【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。

50

【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。

【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。

【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。

【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。

【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】

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】

【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。 10

【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。

【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。 20

【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。

【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。 30

【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プローブとを示す図。

【図16】内視鏡の斜視型と直視型とを説明するための図。 40

【符号の説明】

【0124】

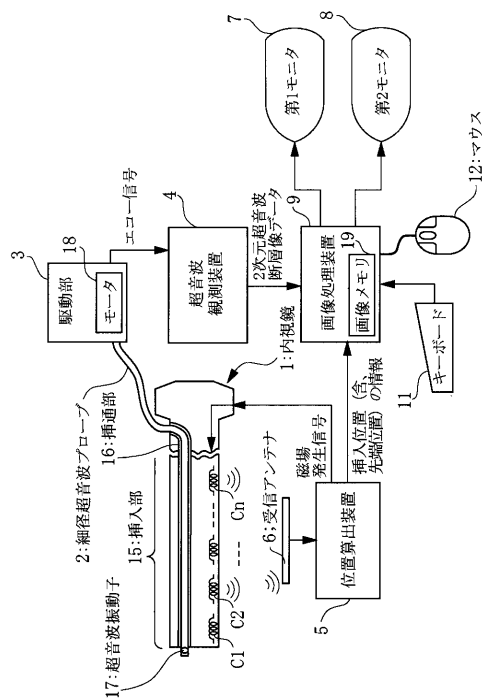
- 1…内視鏡
- 2…細径超音波プローブ
- 3…駆動部
- 4…超音波観測装置
- 5…位置算出装置（位置検出手段）
- 6…受信アンテナ（位置検出手段、第2の位置検出素子）
- 7…第1モニタ
- 8…第2モニタ

- 9…画像処理装置（再構成手段、ガイド画像生成手段）
- 11…キーボード
- 12…マウス
- 13…プレート
- 14…マーカコイル
- 15…挿入部
- 16, 16B…挿通部
- 17…超音波振動子
- 18…モータ
- 19…画像メモリ
- 21…画面
- 22…挿入形状画像
- 23…2次元超音波断層像
- 25…2次元超音波断層像データ
- 25a…ピクセル
- 26…3次元超音波画像データ
- 27…3次元の解剖学的な画像情報
- 28…解剖学的な画像情報平面
- 29…ボクセル
- 31…ポインタ
- 32…ガイド画像
- 41…挿入形状検出用プローブ（位置検出用プローブ）
- C1, C1', C2, …, Cn…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

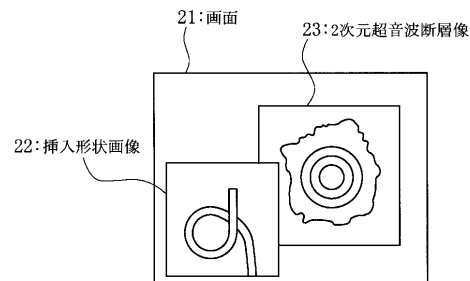
10

20

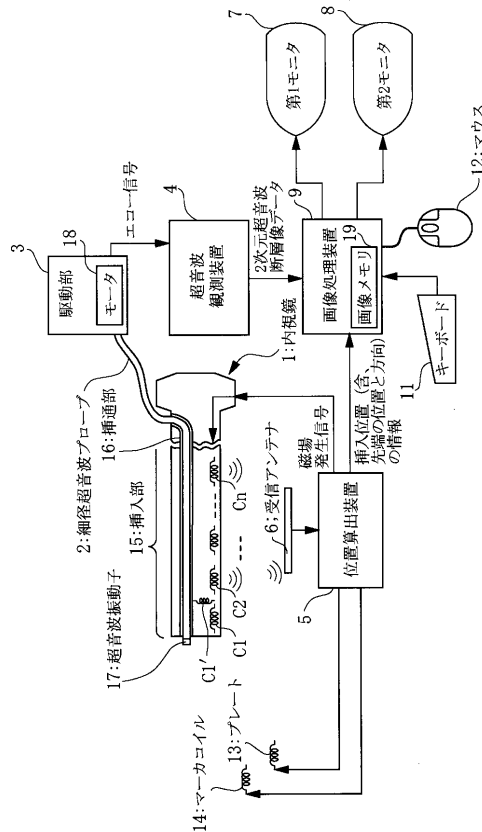
【図1】



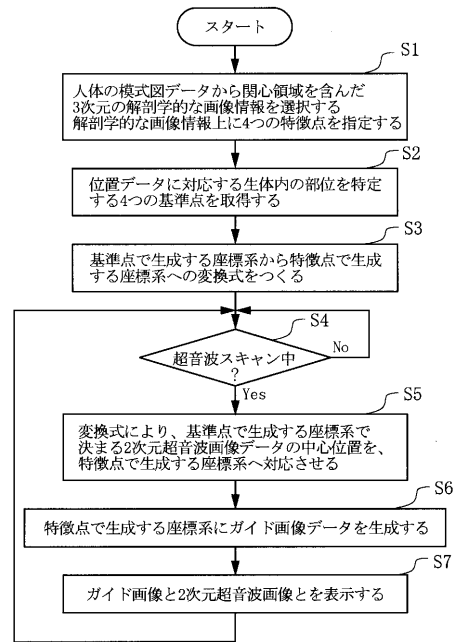
【図2】



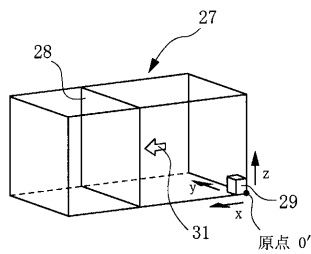
【図 9】



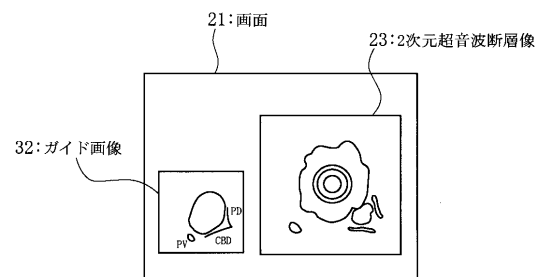
【図 10】



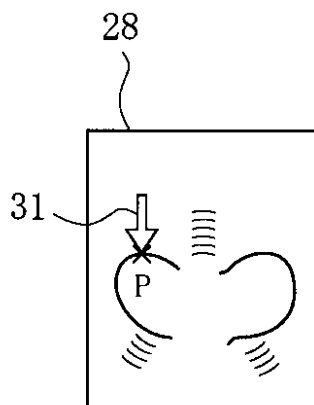
【図 11】



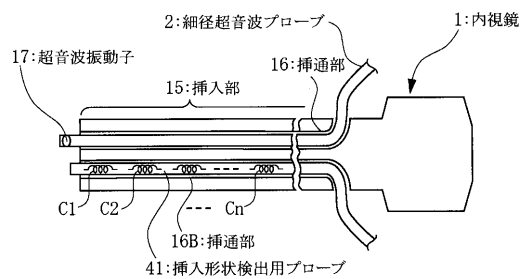
【図 13】



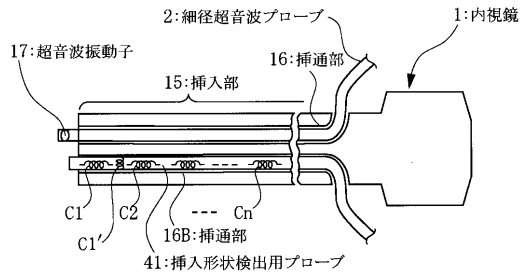
【図 12】



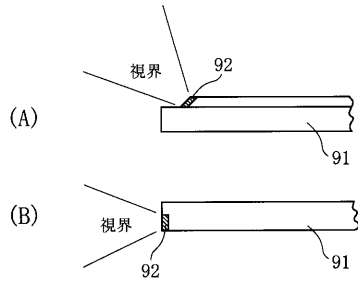
【図 14】



【図 15】



【図 16】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2004-230194 (JP, A)
国際公開第2004/098414 (WO, A1)
特開2003-190134 (JP, A)
特開2003-275164 (JP, A)
実開平04-000815 (JP, U)
特開平11-089844 (JP, A)
特開平11-276486 (JP, A)
特開2001-087262 (JP, A)
特開2003-102732 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/12
A61B 1/00

【 圖 1 】