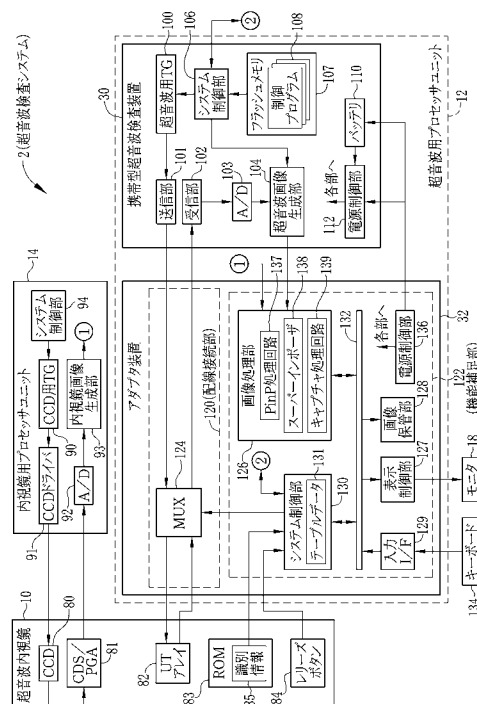




【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体外式の超音波探触子が着脱自在に接続される体外用探触子接続部が設けられた超音波検査装置を収容する収容部と、

前記収容部に収容された前記超音波検査装置の前記体外用探触子接続部に接続され、前記超音波検査装置との電氣的接続を得る検査装置接続部と、

体内式の超音波探触子が着脱自在に接続され、前記体内式の超音波探触子との電氣的接続を得る体内用探触子接続部と、

前記体内用探触子接続部に接続された前記体内式の超音波探触子と、前記検査装置接続部に接続された前記超音波検査装置とを電氣的に接続する配線接続部と、

前記超音波検査装置の機能を補う機能補足部とを備えたことを特徴とするアダプタ装置。

10

【請求項 2】

内視鏡から出力される画像データに画像処理を施して内視鏡画像を生成する内視鏡用プロセッサ装置との電氣的接続を得るプロセッサ装置接続部を有し、

前記機能補足部は、前記検査装置接続部を介して前記超音波検査装置から入力される超音波画像と、前記プロセッサ装置接続部を介して前記内視鏡用プロセッサ装置から入力される内視鏡画像との少なくとも一方をモニタに表示させる表示制御手段を有することを特徴とする請求項 1 記載のアダプタ装置。

20

【請求項 3】

前記機能補足部は、前記超音波画像又は前記内視鏡画像に P i n P 処理を施す P i n P 処理手段を有することを特徴とする請求項 2 記載のアダプタ装置。

【請求項 4】

前記機能補足部は、前記超音波画像又は前記内視鏡画像に文字情報又は画線を重ねて表示する情報表示手段を有することを特徴とする請求項 2 又は 3 記載のアダプタ装置。

【請求項 5】

前記機能補足部は、外部入力手段から入力される操作指示を受け付けるための入力インタフェースを有することを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載のアダプタ装置。

【請求項 6】

前記機能補足部は、前記超音波検査装置に設けられたバッテリーを充電するバッテリー充電手段を有することを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載のアダプタ装置。

30

【請求項 7】

略直方体状に形成され、少なくとも前記配線接続部と前記機能補足部とが設けられた本体部を有することを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載のアダプタ装置。

【請求項 8】

前記収容部が、前記本体部に形成されていることを特徴とする請求項 7 記載のアダプタ装置。

【請求項 9】

前記収容部は、前記本体部と別体に形成されていることを特徴とする請求項 7 又は 8 記載のアダプタ装置。

40

【請求項 10】

前記体内式の超音波探触子が、超音波内視鏡であることを特徴とする請求項 1 から 9 のいずれか 1 項に記載のアダプタ装置。

【請求項 11】

体外式の超音波探触子が着脱自在に接続される体外用探触子接続部が設けられた超音波検査装置と、体内式の超音波探触子と、前記超音波検査装置と前記体内式の超音波探触子との接続を中継するアダプタ装置とからなる超音波検査システムにおいて、

前記超音波検査装置を収容する収容部と、

前記収容部に収容された前記超音波検査装置の前記体外用探触子接続部に接続され、前

50

記超音波検査装置との電氣的接続を得る検査装置接続部と、

前記体内式の超音波探触子が着脱自在に接続され、前記体内式の超音波探触子との電氣的接続を得る体内用探触子接続部と、

前記体内用探触子接続部に接続された前記体内式の超音波探触子と、前記検査装置接続部に接続された前記超音波検査装置とを電氣的に接続する配線接続部と、

前記超音波検査装置の機能を補う機能補足部とを、

前記アダプタ装置に設けたことを特徴とする超音波検査システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体外式の超音波探触子が着脱自在に接続される超音波検査装置と体内式の超音波探触子との接続を中継するアダプタ装置、及びこれを用いた超音波検査システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医療現場において、被検体に超音波を照射し、その反射波を受信して映像化することにより、被検体の内部の状態を非侵襲的に観察する超音波検査が行われている。この超音波検査には、体の外側から超音波を照射する体外式の検査と、体腔内から超音波を照射する体内式の検査とがある。体内式の検査では、体外式の検査に比べ、胃や大腸などの体壁付近の組織の状態をより詳細に観察することができる。このため、体内式の検査は、例えば、体壁にできた腫瘍や潰瘍が、どれくらいの深さまで及んでいるかを正確に診断したい場合などに重用されている。

【0003】

体外式の検査を行なう超音波検査システムは、超音波の照射と反射波の受信とを行う超音波トランスデューサが組み込まれた走査ヘッドを有する超音波プローブと、この超音波プローブを制御して被検体からの反射波に基づく検出信号を取得し、この検出信号から超音波画像を生成する超音波検査装置と、この超音波検査装置が生成した超音波画像を表示するモニタとで構成される。また、特許文献1に示すように、体外式の超音波検査システムにおいては、モニタを一体化させて持ち運びができるようにした携帯型の超音波検査装置も登場している。こうした携帯型の超音波検査装置では、ベッドサイドなどで手軽に検査を行なうことが可能になり、体外式の検査の汎用性を高めることができる。

【0004】

一方、超音波トランスデューサとCCDなどの固体撮像素子とが先端部に設けられた超音波内視鏡を用いて体内式の検査を行なう超音波検査システムは、特許文献2に示すように、超音波内視鏡と、固体撮像素子を駆動して内視鏡画像を生成する内視鏡用制御装置と、超音波トランスデューサを駆動して超音波画像を生成する超音波用制御装置と、各画像を表示するモニタとで構成される。

【特許文献1】特表2002-542870号公報

【特許文献2】特開平10-211201号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

超音波画像を生成する体外用の検査装置や体内用の制御装置は、高額であるため、1つの医療現場で体外式の検査と体内式の検査とを行なおうとすると、医療現場の金銭的負担が非常に大きくなってしまいうという問題がある。この解決策として、超音波プローブと超音波内視鏡との制御を可能にすることにより、体外式の検査と体内式の検査とを1台の装置で行なえるようにすることが考えられる。

【0006】

各検査を1台で行なえるようにする際、体外用の検査装置と体内用の制御装置との機能の違い、及びこれにともなうボディサイズの違いが問題となる。体内用の制御装置には、

10

20

30

40

50

超音波内視鏡を制御して超音波画像を生成する機能の他に、内視鏡用制御装置との連携機能などが必要になる。一方、体外用の検査装置は、超音波プローブを制御して超音波画像を生成する機能だけでよい。このように、体内用の制御装置は、体外用の検査装置よりも多くの機能を必要とする。このため、体内用の制御装置は、体外用の検査装置と違って、容易に持ち運びができるほど小型化するのが難しい。

【0007】

従って、各検査を1台で行なえるようにする際、体内用の制御装置側の機能に合わせて装置を製造すると、装置が大型化して持ち運びが困難になり、体外式の検査を行なう際の汎用性が低下するという問題が生じる。反対に、体外用の検査装置側の機能に合わせて装置を製造すると、体外式の検査を行なう際の汎用性は確保できるものの、内視鏡用制御装置との連携が図れなくなり、体内式の検査が煩雑になってしまうという問題が生じる。

10

【0008】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであって、体外式の検査を行なう際の汎用性の低下と、体内式の検査の煩雑化とを招くことなく、各検査を1台の装置で行なえるようにすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するため、本発明のアダプタ装置は、体外式の超音波探触子が着脱自在に接続される体外用探触子接続部が設けられた超音波検査装置を収容する収容部と、前記収容部に収容された前記超音波検査装置の前記体外用探触子接続部に接続され、前記超音波検査装置との電氣的接続を得る検査装置接続部と、体内式の超音波探触子が着脱自在に接続され、前記体内式の超音波探触子との電氣的接続を得る体内用探触子接続部と、前記体内用探触子接続部に接続された前記体内式の超音波探触子と、前記検査装置接続部に接続された前記超音波検査装置とを電氣的に接続する配線接続部と、前記超音波検査装置の機能を補う機能補足部とを備えたことを特徴とする。

20

【0010】

なお、内視鏡から出力される画像データに画像処理を施して内視鏡画像を生成する内視鏡用プロセッサ装置との電氣的接続を得るプロセッサ装置接続部を有し、前記機能補足部は、前記検査装置接続部を介して前記超音波検査装置から入力される超音波画像と、前記プロセッサ装置接続部を介して前記内視鏡用プロセッサ装置から入力される内視鏡画像との少なくとも一方をモニタに表示させる表示制御手段を有することが好ましい。

30

【0011】

また、前記機能補足部は、前記超音波画像又は前記内視鏡画像にPinP処理を施すPinP処理手段を有することが好ましい。

【0012】

さらに、前記機能補足部は、前記超音波画像又は前記内視鏡画像に文字情報又は画線を重ねて表示する情報表示手段を有することが好ましい。

【0013】

なお、前記機能補足部は、外部入力手段から入力される操作指示を受け付けるための入力インタフェースを有することが好ましい。

40

【0014】

また、前記機能補足部は、前記超音波検査装置に設けられたバッテリーを充電するバッテリー充電手段を有することが好ましい。

【0015】

さらに、略直方体状に形成され、少なくとも前記配線接続部と前記機能補足部とが設けられた本体部を有することが好ましい。

【0016】

なお、前記収容部は、前記本体部に形成されていることが好ましい。また、前記収容部は、前記本体部と別体に形成する構成としてもよい。さらに、前記体内式の超音波探触子は、超音波内視鏡であることが好ましい。

50

【 0 0 1 7 】

なお、体外式の超音波探触子が着脱自在に接続される体外用探触子接続部が設けられた超音波検査装置と、体内式の超音波探触子と、前記超音波検査装置と前記体内式の超音波探触子との接続を中継するアダプタ装置とからなる本発明の超音波検査システムは、前記超音波検査装置を収容する収容部と、前記収容部に収容された前記超音波検査装置の前記体外用探触子接続部に接続され、前記超音波検査装置との電氣的接続を得る検査装置接続部と、前記体内式の超音波探触子が着脱自在に接続され、前記体内式の超音波探触子との電氣的接続を得る体内用探触子接続部と、前記体内用探触子接続部に接続された前記体内式の超音波探触子と、前記検査装置接続部に接続された前記超音波検査装置とを電氣的に接続する配線接続部と、前記超音波検査装置の機能を補う機能補足部とを、前記アダプタ装置に設けたことを特徴とする。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、体外式の超音波検査を行なう超音波検査装置と体内式の超音波検査を行なう超音波探触子との接続をアダプタ装置によって中継するので、1台の超音波検査装置で体外式の検査と体内式の検査とを行なうことができる。また、超音波検査装置の機能を補う機能補足部をアダプタ装置に設けたので、超音波検査装置の機能を簡素にすることが可能になり、超音波検査装置の大型化にともなう体外式の検査の汎用性の低下を防止することができる。さらに、体内式の検査を行なう際には、機能補足部によって超音波検査装置の機能が補われるので、体内式の検査が煩雑になることもない。

20

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 9 】

図1に示すように、超音波検査システム2は、体腔内を撮影する超音波内視鏡（体内式の超音波探触子）10と、超音波画像146（図5参照）を生成する超音波用プロセッサユニット12と、内視鏡画像142（図5参照）を生成する内視鏡用プロセッサユニット14と、体腔内を照明するための照明光を超音波内視鏡10に供給する光源装置16と、内視鏡画像142や超音波画像146を表示するモニタ18と、これらの各部が組み付けられるカート20とで構成されている。

【 0 0 2 0 】

超音波内視鏡10は、体腔内に挿入される挿入部22と、この挿入部22の基端部に連結された操作部23と、この操作部23に一端が接続されたユニバーサルコード24とからなる。ユニバーサルコード24の他端部には、超音波用プロセッサユニット12に接続される超音波用コネクタ26と、内視鏡用プロセッサユニット14に接続される内視鏡用コネクタ27と、光源装置16に接続される光源用コネクタ28とが設けられている。超音波内視鏡10は、これらの各コネクタ26、27、28を介して超音波用プロセッサユニット12、内視鏡用プロセッサユニット14、光源装置16に着脱自在に接続される。

30

【 0 0 2 1 】

超音波用プロセッサユニット12は、体外式の超音波検査に用いられる携帯型超音波検査装置30と、この携帯型超音波検査装置30を超音波内視鏡10に対応させるためのアダプタ装置32とで構成されている。体外式の超音波検査に用いられる超音波プローブ60（図2参照）と、超音波内視鏡10とでは、接続インタフェースが異なる。従って、超音波内視鏡10を携帯型超音波検査装置30に直接接続することはできない。

40

【 0 0 2 2 】

アダプタ装置32は、インタフェース変換を行なうことにより、超音波内視鏡10と携帯型超音波検査装置30との接続を可能にし、携帯型超音波検査装置30を超音波内視鏡10に対応させる。また、アダプタ装置32は、携帯型超音波検査装置30を超音波内視鏡10に対応させるにあたって、携帯型超音波検査装置30だけでは不十分な機能を補うことにより、超音波用プロセッサユニット12としての使い勝手を向上させる。

【 0 0 2 3 】

このように、超音波検査システム2は、体外式の検査に用いられる携帯型超音波検査装

50

置 3 0 を体内式の検査を行なう超音波内視鏡 1 0 に対応させ、各検査を 1 台の携帯型超音波検査装置 3 0 で行なえるようにすることで、各検査を実施するための医療現場の設備投資コストを抑える。

【 0 0 2 4 】

カート 2 0 には、検査を実施する際に必要な様々な器具や薬剤が載置されるトップトレイ 4 0 と、各プロセッサユニット 1 2、1 4 や光源装置 1 6 が載置される棚板 4 1、4 2 と、超音波内視鏡 1 0 を吊るすためのハンガー 4 3 と、モニタ 1 8 を保持する支柱 4 4 とが設けられている。トップトレイ 4 0 は、カート 2 0 の上端に設けられており、薬剤がこぼれて汚れた際などに洗浄や交換が容易に行えるよう、カート 2 0 に対して着脱自在に構成されている。支柱 4 4 は、略円柱状に構成されており、モニタ 1 8 の画面を任意の方向 10 に向ける回転機構、及び画面の高さを調節する高さ調節機構を有している。

【 0 0 2 5 】

また、カート 2 0 は、略矩形の平板状に形成された台座部 4 5 と、この台座部 4 5 の底面側の四隅に設けられたキャスター 4 6 とを有している。これにより、超音波検査システム 2 の各部は、カート 2 0 にセットされた状態で自由に移動することができる。

【 0 0 2 6 】

図 2 に示すように、携帯型超音波検査装置 3 0 は、本体部 5 0 とカバー部 5 2 とで構成されている。本体部 5 0 は、略直方体状に形成されている。カバー部 5 2 は、略平板状に形成されている。本体部 5 0 の上面 5 0 a には、複数のボタンやトラックボールなどが配され、携帯型超音波検査装置 3 0 に種々の操作指示を入力するための操作入力部 5 3 が設けられている。一方、カバー部 5 2 の内面 5 2 a には、超音波画像 1 4 6 や様々な操作画面などを表示するためのディスプレイ 5 4 が設けられている。カバー部 5 2 は、ヒンジ部 5 5 を介して揺動自在に本体部 5 0 に取り付けられており、操作入力部 5 3 とディスプレイ 5 4 とを露呈させる開き位置（図 2 に示す位置）と、操作入力部 5 3 とディスプレイ 5 4 とを覆って保護する閉じ位置（図 3 に示す位置）との間で移動する。 20

【 0 0 2 7 】

本体部 5 0 の左側面 5 0 b には、体外式の超音波プローブ（体外式の超音波探触子）6 0 が着脱自在に接続されるプローブ接続部（体外用探触子接続部）5 6 が設けられている。本体部 5 0 の右側面 5 0 c には、携帯型超音波検査装置 3 0 を持ち運ぶ際やアダプタ装置 3 2 に取り付ける際に把持されるグリップ 5 7（図 3 参照）が設けられている。 30

【 0 0 2 8 】

超音波プローブ 6 0 は、超音波を照射して被検体からの反射波を受信する走査ヘッド部 6 1 と、携帯型超音波検査装置 3 0 に接続するためのコネクタ部 6 2 と、これらを接続するケーブル 6 3 とで構成されている。プローブ接続部 5 6 は、コネクタ部 6 2 に対応して形成されており、コネクタ部 6 2 を介して超音波プローブ 6 0 との機械的電氣的接続を得る。

【 0 0 2 9 】

携帯型超音波検査装置 3 0 は、プローブ接続部 5 6、及びコネクタ部 6 2 を介して超音波プローブ 6 0 を制御する。超音波プローブ 6 0 は、携帯型超音波検査装置 3 0 の制御の下、超音波の照射及び反射波の受信を行なうとともに、受信した反射波を圧電変換して反射波に応じた検出信号を生成し、その検出信号を携帯型超音波検査装置 3 0 に出力する。携帯型超音波検査装置 3 0 は、超音波プローブ 6 0 から検出信号を受け取ると、その検出信号を基に超音波画像 1 4 6 を生成し、生成した超音波画像 1 4 6 をディスプレイ 5 4 に表示させる。これにより、携帯型超音波検査装置 3 0 と超音波プローブ 6 0 とによって、体外式の超音波検査が行なわれる。 40

【 0 0 3 0 】

図 3 に示すように、アダプタ装置 3 2 は、カート 2 0 に組み付けやすいよう、略直方体状に形成された本体部 7 0 を有している。本体部 7 0 には、携帯型超音波検査装置 3 0 を収容する収容部 7 1 が設けられている。収容部 7 1 は、本体部 7 0 の前面 7 0 a、右側面 7 0 b、及び上面 7 0 c の 3 面を、携帯型超音波検査装置 3 0 の外形に応じて凹ませるこ 50

とで形成される。また、本体部 70 の前面 70 a には、超音波内視鏡 10 の超音波用コネクタ 26 が着脱自在に接続される内視鏡接続部（体内用探触子接続部）72 が設けられている。さらに、本体部 70 の背面には、内視鏡用プロセッサユニット 14 との電氣的接続を得る内視鏡用プロセッサ接続部（プロセッサ装置接続部）73 が設けられている。

【0031】

収容部 71 には、携帯型超音波検査装置 30 との電氣的接続を得るための検査装置接続コネクタ（検査装置接続部）74 が設けられている。この検査装置接続コネクタ 74 は、超音波プローブ 60 のコネクタ部 62 と同様の形状に形成されている。検査装置接続コネクタ 74 は、携帯型超音波検査装置 30 が収容部 71 に収容された際に、その携帯型超音波検査装置 30 のプローブ接続部 56 に接続されるように配置されている。

10

【0032】

アダプタ装置 32 は、検査装置接続コネクタ 74 とプローブ接続部 56 とを介して携帯型超音波検査装置 30 との電氣的接続を得る。また、アダプタ装置 32 は、内視鏡接続部 72 と超音波用コネクタ 26 とを介して超音波内視鏡 10 との電氣的接続を得る。アダプタ装置 32 は、このように超音波内視鏡 10、及び携帯型超音波検査装置 30 と接続され、超音波内視鏡 10 と携帯型超音波検査装置 30 との接続を中継する。

【0033】

図 4 に示すように、超音波内視鏡 10 には、CCD 80、相関二重サンプリング/プログラマブルゲインアンプ（以下、CDS/PGA と称す）81、超音波トランスデューサアレイ（以下、UTアレイと称す）82、ROM 83、及びリリースボタン 84 が設けられている。CCD 80、及び UTアレイ 82 は、挿入部 22 の先端に配置される。CCD 80 は、観察窓を介して入射した被写体像を撮像し、被写体像に応じた撮像信号を取得する。CDS/PGA 81 は、CCD 80 から出力される撮像信号に対してノイズ除去と増幅とを行う。

20

【0034】

UTアレイ 82 は、256 個の超音波トランスデューサ 160（図 6 参照）が二次元アレイ状に配列されて構成される。UTアレイ 82 は、各超音波トランスデューサ 160 から超音波を照射する。また、UTアレイ 82 は、照射した超音波が被検体で反射した反射波を各超音波トランスデューサ 160 で受信して圧電変換することにより、反射波に応じた検出信号を生成する。ROM 83 には、超音波内視鏡 10 の機種を識別するための識別情報 85 が記憶されている。なお、識別情報 85 は、超音波内視鏡 10 の機種名やロット番号など、超音波内視鏡 10 の機種を識別できるものであれば如何なるものでもよい。

30

【0035】

リリースボタン 84 は、モニタ 18 に動画像で表示される内視鏡画像 142 や超音波画像 146 の静止画記録を指示するためのものである。このリリースボタン 84 は、超音波内視鏡 10 の操作部 23 に配置される。リリースボタン 84 を押圧すると、静止画記録が実行され、内視鏡画像 142 や超音波画像 146 がデジタルの静止画ファイルとして記録される。検査を実施する医師や技師は、例えば、患部などといった特徴的な部分が観察された際にリリースボタン 84 を押圧し、その内視鏡画像 142 や超音波画像 146 を静止画ファイルとして記録する。

40

【0036】

内視鏡用プロセッサユニット 14 には、CCD 用タイミングジェネレータ（以下、CCD 用 TG と称す）90、CCD ドライバ 91、A/D 変換器（以下、A/D と称す）92、内視鏡画像生成部 93、及び内視鏡用プロセッサユニット 14 の各部を統括的に制御するシステム制御部 94 が設けられている。

【0037】

CCD 用 TG 90 は、システム制御部 94 の制御の下、タイミング信号（クロックパルス）を CCD ドライバ 91 に入力する。CCD ドライバ 91 は、入力されたタイミング信号に基づいて駆動信号を CCD 80 に入力し、CCD 80 の蓄積電荷の読み出しタイミングや CCD 80 の電子シャッタのシャッタ速度などを制御する。

50

【 0 0 3 8 】

A / D 9 2 は、C D S / P G A 8 1 から出力されるアナログの撮像信号をデジタルの画像データに変換する。内視鏡画像生成部 9 3 は、A / D 9 2 でデジタル化された画像データに対して各種の画像処理を施し、内視鏡画像 1 4 2 を生成する。そして、内視鏡画像生成部 9 3 は、生成した内視鏡画像 1 4 2 をアダプタ装置 3 2 に出力する。

【 0 0 3 9 】

また、内視鏡用プロセッサユニット 1 4 にモニタ 1 8 を接続することで、内視鏡画像 1 4 2 をモニタ 1 8 に直接表示させることもできる。すなわち、この内視鏡用プロセッサユニット 1 4 は、超音波検査システム 2 による体内式の超音波検査のプロセッサ装置のみならず、電子内視鏡などを用いた通常の内視鏡検査のプロセッサ装置としても用いることができる。このように、通常の内視鏡検査に用いることができる内視鏡用プロセッサユニット 1 4 を超音波検査システム 2 に適用することで、医療現場の設備投資コストをさらに抑えることができる。

【 0 0 4 0 】

携帯型超音波検査装置 3 0 には、超音波用タイミングジェネレータ（以下、超音波用 T G と称す）1 0 0、送信部 1 0 1、受信部 1 0 2、A / D 変換器（以下、A / D と称す）1 0 3、超音波画像生成部 1 0 4、システム制御部 1 0 6、及びフラッシュメモリ 1 0 7 が設けられている。フラッシュメモリ 1 0 7 には、携帯型超音波検査装置 3 0 を制御するための複数の制御プログラム 1 0 8 が記憶されている。システム制御部 1 0 6 は、フラッシュメモリ 1 0 7 から所定の制御プログラム 1 0 8 を読み出し、その制御プログラム 1 0 8 を逐次処理することによって携帯型超音波検査装置 3 0 の各部を統括的に制御する。

【 0 0 4 1 】

超音波用 T G 1 0 0 は、システム制御部 1 0 6 の制御の下、駆動パルスを送信部 1 0 1 に入力する。送信部 1 0 1 は、超音波用 T G 1 0 0 から送信される駆動パルスに基づいて、U T アレイ 8 2 に含まれる各超音波トランスデューサ 1 6 0 に超音波を発生させるための励振パルス（パルス電圧）を送信する。受信部 1 0 2 は、反射波の受信に応じて U T アレイ 8 2 から出力される検出信号を受信し、その検出信号を A / D 1 0 3 に出力する。

【 0 0 4 2 】

A / D 1 0 3 は、受信部 1 0 2 から出力されるアナログの検出信号をデジタルの画像データに変換する。超音波画像生成部 1 0 4 は、A / D 1 0 3 でデジタル化された画像データに対して各種の画像処理を施し、超音波画像 1 4 6 を生成する。超音波画像生成部 1 0 4 は、プローブ接続部 5 6 に検査装置接続コネクタ 7 4 が接続されている場合、生成した超音波画像 1 4 6 をアダプタ装置 3 2 に出力する。一方、超音波画像生成部 1 0 4 は、プローブ接続部 5 6 にコネクタ部 6 2 が接続されている場合、生成した超音波画像 1 4 6 をディスプレイ 5 4 に表示させる。

【 0 0 4 3 】

携帯型超音波検査装置 3 0 には、上記の他に、電源を供給するバッテリー 1 1 0 と、このバッテリー 1 1 0 から供給される電源に電圧変換処理などを施して携帯型超音波検査装置 3 0 の各部に供給する電源制御部 1 1 2 とが設けられている。これにより、携帯型超音波検査装置 3 0 は、電源コードなどを接続することなく超音波プローブ 6 0 を用いた体外式の超音波検査を行なうことができる。なお、バッテリー 1 1 0 には、例えば、ニッケルカドミウム電池やリチウムイオン電池などの二次電池が用いられる。

【 0 0 4 4 】

アダプタ装置 3 2 には、内視鏡接続部 7 2 に接続された超音波内視鏡 1 0 と、検査装置接続コネクタ 7 4 に接続された携帯型超音波検査装置 3 0 とを電氣的に接続する配線接続部 1 2 0 と、携帯型超音波検査装置 3 0 の機能を補う機能補足部 1 2 2 とが設けられている。配線接続部 1 2 0 は、マルチプレクサ（以下、M U X と称す）1 2 4 を有している。機能補足部 1 2 2 は、画像処理部 1 2 6、表示制御部（表示制御手段）1 2 7、画像保管部 1 2 8、入力インタフェース（以下、入力 I / F と称す）1 2 9、及びアダプタ装置 3 2 の各部を統括的に制御するシステム制御部 1 3 0 が設けられている。また、機能補足部

1 2 2 内の各部は、バス 1 3 2 によって相互に接続されている。

【 0 0 4 5 】

M U X 1 2 4 には、システム制御部 1 3 0 が接続されている。M U X 1 2 4 は、システム制御部 1 3 0 の制御の下、送信部 1 0 1 及び受信部 1 0 2 と U T アレイ 8 2 との間の信号線の配線経路を選択的に切り替える。

【 0 0 4 6 】

画像処理部 1 2 6 には、内視鏡用プロセッサユニット 1 4 の内視鏡画像生成部 9 3 と、携帯型超音波検査装置 3 0 の超音波画像生成部 1 0 4 とが接続されている。画像処理部 1 2 6 は、内視鏡画像生成部 9 3 から入力される内視鏡画像 1 4 2、及び超音波画像生成部 1 0 4 から入力される超音波画像 1 4 6 に対して所定の画像処理を施す。

10

【 0 0 4 7 】

表示制御部 1 2 7 は、画像処理部 1 2 6 で画像処理が施された内視鏡画像 1 4 2 や超音波画像 1 4 6 をモニタ 1 8 の形式に対応したビデオ信号（コンポーネント信号、コンポジット信号など）に変換する。これにより、内視鏡画像 1 4 2 や超音波画像 1 4 6 がモニタ 1 8 に表示される。画像保管部 1 2 8 は、例えば、H D D や半導体メモリなどによって構成され、リリースボタン 8 4 の押圧によって取得された静止画ファイルを保管する。

【 0 0 4 8 】

入力 I / F 1 2 9 には、文字情報や各種の操作指示を入力するためのキーボード（外部入力手段）1 3 4 が接続されている。入力 I / F 1 2 9 は、キーボード 1 3 4 から入力される信号をアダプタ装置 3 2 の各部が理解可能な信号に変換する。キーボード 1 3 4 は、カート 2 0 のトップトレイ 4 0 の直下にスライド自在に取り付けられ、トップトレイ 4 0 に覆われるようにカート 2 0 内に収納される位置と、各キーを露呈させるようにカート 2 0 の前方に突出する位置との間で移動する。

20

【 0 0 4 9 】

システム制御部 1 3 0 には、M U X 1 2 4 とバス 1 3 2 とが接続されるとともに、超音波用コネクタ 2 6 や内視鏡接続部 7 2 などを介して R O M 8 3、及びリリースボタン 8 4 が接続されている。さらに、システム制御部 1 3 0 は、検査装置接続コネクタ 7 4 やプローブ接続部 5 6 などを介して携帯型超音波検査装置 3 0 のシステム制御部 1 0 6 と接続されている。

【 0 0 5 0 】

30

アダプタ装置 3 2 には、上記の他に、電源制御部（バッテリー充電手段）1 3 6 が設けられている。電源制御部 1 3 6 は、図示を省略した電源コードから供給される交流の商用電源に対して A C / D C 変換処理、電圧変換処理などを施し、アダプタ装置 3 2 の各部に供給する。また、電源制御部 1 3 6 は、検査装置接続コネクタ 7 4 やプローブ接続部 5 6 などを介して携帯型超音波検査装置 3 0 の電源制御部 1 1 2、及びバッテリー 1 1 0 と接続される。電源制御部 1 3 6 は、収容部 7 1 に携帯型超音波検査装置 3 0 が収容されると、バッテリー 1 1 0 に電源を供給し、バッテリー 1 1 0 を充電する。これと同時に、電源制御部 1 3 6 は、電源制御部 1 1 2 に電源を供給する。電源制御部 1 1 2 は、電源制御部 1 3 6 からの電源供給を受けた場合、バッテリー 1 1 0 の電源ではなく、電源制御部 1 3 6 からの電源を基に、携帯型超音波検査装置 3 0 の各部に電源を供給する。

40

【 0 0 5 1 】

画像処理部 1 2 6 には、画像の中にさらに小さな画像を配置することにより、1 画面で複数の画像を参照できるようにする、いわゆる P i c t u r e i n P i c t u r e（以下、P i n P と称す）処理を行う P i n P 処理回路（P i n P 処理手段）1 3 7 と、文字情報 1 4 7 や画線 1 4 8 を画像に重ねて表示するスーパーインポーズ（情報表示手段）1 3 8 と、リリースボタン 8 4 が押圧された際に、P i n P 処理や文字情報 1 4 7 の入力が行われた画像の静止画記録を行なうキャプチャ処理回路 1 3 9 とが設けられている。

【 0 0 5 2 】

P i n P 処理回路 1 3 7 は、キーボード 1 3 4 を介して入力される操作指示に応じて、縮小処理によって生成した縮小超音波画像 1 4 1 を内視鏡画像 1 4 2 の上に重ねた第 1 合

50

成画像 140 (図 5 (a) 参照)、又は、縮小処理によって生成した縮小内視鏡画像 145 を超音波画像 146 の上に重ねた第 2 合成画像 144 (図 5 (b) 参照) を生成する。

【0053】

スーパーインポーズ 138 は、キーボード 134 を介して入力される操作指示に応じて、内視鏡画像 142 や超音波画像 146、及び PinP 処理回路 137 で生成される各合成画像 140、144 に文字情報 147 や画線 148 を重ねて表示する。

【0054】

モニタ 18 に内視鏡画像 142、超音波画像 146、第 1 合成画像 140、第 2 合成画像 144 のどれを表示させるかは、キーボード 134 からの操作指示によって選択される。画像処理部 126 は、キーボード 134 からの操作指示によって第 1 合成画像 140、又は第 2 合成画像 144 の表示が指示された際に、PinP 処理回路 137 を駆動し、各合成画像 140、144 を生成する。そして、画像処理部 126 は、キーボード 134 からの操作指示によって文字情報 147 や画線 148 の表示が指示された際に、スーパーインポーズ 138 を駆動し、モニタ 18 への表示が指示された画像に文字情報 147 や画線 148 を重ねる。

【0055】

システム制御部 130 は、リリースボタン 84 が押圧されたことに応じて、キャプチャ処理回路 139 に静止画記録の実行を指示する。キャプチャ処理回路 139 は、システム制御部 130 から静止画記録の指示を受けると、モニタ 18 への表示が指示された画像の静止画記録を行い、その画像に応じた静止画ファイルを取得する。そして、キャプチャ処理回路 139 は、取得した静止画ファイルを画像保管部 128 に保管する。

【0056】

図 6 に示すように、携帯型超音波検査装置 30 の送信部 101 には、超音波用 TG100 から入力される駆動パルスに応じて励振パルスを出力する 128 個のパルサ 150 が設けられている。各パルサ 150 には、それぞれ信号線 152 が接続されている。各信号線 152 は、一端がパルサ 150 に接続され、他端がプローブ接続部 56 に接続される。受信部 102 には、UT アレイ 82 から出力される検出信号を受信する 128 個のレシーバ 154 が設けられている。各レシーバ 154 は、各パルサ 150 と対になっている。各レシーバ 154 には、それぞれ信号線 156 が接続されている。各信号線 156 は、一端がレシーバ 154 に接続され、他端が対応するパルサ 150 の信号線 152 に接続される。

【0057】

前述のように、超音波内視鏡 10 の UT アレイ 82 には、256 個の超音波トランスデューサ 160 が配列されている。各超音波トランスデューサ 160 には、それぞれ信号線 162 が接続されている。各信号線 162 は、一端が超音波トランスデューサ 160 に接続され、他端が超音波用コネクタ 26 に接続される。

【0058】

アダプタ装置 32 の配線接続部 120 は、MUX 124 と、第 1 信号線群 164 と、第 2 信号線群 166 とで構成される。第 1 信号線群 164 は、各パルサ 150 に対応した 128 本の信号線 165 からなる。第 1 信号線群 164 に含まれる各信号線 165 は、一端が MUX 124 に接続され、他端が検査装置接続コネクタ 74 に接続される。そして、各信号線 165 は、検査装置接続コネクタ 74 とプローブ接続部 56 とを介して携帯型超音波検査装置 30 側の各信号線 152 と接続される。

【0059】

第 2 信号線群 166 は、各超音波トランスデューサ 160 に対応した 256 本の信号線 167 からなる。第 2 信号線群 166 に含まれる各信号線 167 は、一端が MUX 124 に接続され、他端が内視鏡接続部 72 に接続される。そして、各信号線 167 は、内視鏡接続部 72 と超音波用コネクタ 26 とを介して超音波内視鏡 10 側の各信号線 162 と接続される。

【0060】

UT アレイ 82 を駆動して超音波画像 146 を取得するためには、各超音波トランスデ

10

20

30

40

50

ユーサ 160 のそれぞれにパルサ 150 を接続する必要がある。本例で示すように、UTアレイ 82 に含まれる超音波トランスデューサ 160 の数よりも送信部 101 に含まれるパルサ 150 の数の方が少ない場合、パルサ 150 と超音波トランスデューサ 160 とを直接接続しようとする、駆動できない超音波トランスデューサ 160 が生じてしまい、正常な超音波画像 146 を取得することができない。

【0061】

MUX 124 は、これを防止するものであり、第 1 信号線群 164 と第 2 信号線群 166 との配線経路の接続を切り替えることによって、各パルサ 150 が駆動する超音波トランスデューサ 160 を選択的に切り替える。これにより、MUX 124 で配線経路の接続を切り替えながら駆動を行なうことで、パルサ 150 の数が少ない場合にも、正常な超音波画像 146 を取得することができる。

10

【0062】

MUX 124 の配線経路の切り替えは、システム制御部 130 によって制御される。システム制御部 130 は、図示を省略した表示開始ボタンの押圧によって超音波画像 146 の表示開始が指示されると、超音波内視鏡 10 の ROM 83 にアクセスし、ROM 83 から識別情報 85 を読み出す。システム制御部 130 は、識別情報 85 を読み出すと、その識別情報 85 をワークメモリに記憶するとともに、携帯型超音波検査装置 30 のシステム制御部 106 に送信する。

【0063】

各パルサ 150 の駆動手順、及び超音波画像生成部 104 での超音波画像 146 の生成手順は、パルサ 150 の個数、超音波トランスデューサ 160 の個数、これらの数の差異、超音波トランスデューサ 160 の大きさ及び配置角度などといった各超音波トランスデューサ 160 の駆動条件によって異なる。フラッシュメモリ 107 に記憶された各制御プログラム 108 は、各駆動条件のそれぞれに応じて作成されている。また、各超音波トランスデューサ 160 の駆動条件は、超音波内視鏡 10 の機種毎に予め決まっている。このため、各制御プログラム 108 は、機種名などがメタデータとして書き込まれることにより、それぞれ超音波内視鏡 10 の機種に対応付けられている。

20

【0064】

システム制御部 106 は、アダプタ装置 32 のシステム制御部 130 から識別情報 85 を受信すると、その識別情報 85 を基にフラッシュメモリ 107 を参照し、接続された超音波内視鏡 10 の機種に応じた制御プログラム 108 をフラッシュメモリ 107 から読み出す。そして、読み出した制御プログラム 108 を基に、超音波用 T/G 100 や超音波画像生成部 104 に対して、超音波内視鏡 10 の機種に応じた制御を行なう。また、システム制御部 106 は、制御プログラム 108 を読み出して各部の制御を開始すると、制御の開始を示す同期信号をアダプタ装置 32 のシステム制御部 130 に送信する。

30

【0065】

システム制御部 130 は、内部メモリを有しており、この内部メモリに超音波内視鏡 10 の機種と各超音波トランスデューサ 160 の駆動条件とが対応付けられたテーブルデータ 131 を記憶している。テーブルデータ 131 には、各超音波トランスデューサ 160 の個数、大きさ、配置角度などといった各超音波トランスデューサ 160 の駆動条件と、超音波内視鏡 10 の機種とが対応付けられている。システム制御部 130 は、システム制御部 106 からの同期信号を受信すると、ワークメモリに記憶した識別情報 85 を基にテーブルデータ 131 を参照し、超音波内視鏡 10 の機種に応じた駆動条件をテーブルデータ 131 から読み出す。そして、読み出した駆動条件に応じて MUX 124 の配線経路の切り替えを制御する。これにより、UTアレイ 82 に含まれる各超音波トランスデューサ 160 が駆動され、超音波画像 146 が取得される。

40

【0066】

次に、上記構成による超音波検査システム 2 の作用について説明する。携帯型超音波検査装置 30 は、プローブ接続部 56 に超音波プローブ 60 を接続し、カバー部 52 を開き位置にして操作入力部 53 とディスプレイ 54 とを露呈させることで、体外式の超音波検

50

査を行なうことができる。また、カバー部 52 を閉じ位置にして携帯型超音波検査装置 30 をアダプタ装置 32 に取り付け、超音波検査システム 2 を構成することで、体内式の超音波検査を行なうことができる。このように、本実施形態によれば、1 台の携帯型超音波検査装置 30 で体外式の検査と体内式の検査とを行なうことができるので、医療現場における設備投資コストを抑えることができる。

【0067】

医師や技師、及び看護師などの検査スタッフは、超音波検査システム 2 を用いて体内式の検査を行なう場合、先ず検査準備を実施し、図 1 に示すように各部をセットするとともに、カート 20 のトップトレイ 40 の上に検査に必要な器具や薬品などを用意する。この際、アダプタ装置 32 の本体部 70 を略直方体状に形成したので、アダプタ装置 32 を容易にカート 20 に組み付けることができる。また、携帯型超音波検査装置 30 をアダプタ装置 32 に取り付けると、アダプタ装置 32 の電源制御部 136 から携帯型超音波検査装置 30 のバッテリー 110 に電源が供給され、バッテリー 110 が充電される。

10

【0068】

検査スタッフは、検査準備を終えると、内視鏡用プロセッサユニット 14 に設けられた検査開始ボタン（図示は省略）を押圧し、内視鏡用プロセッサユニット 14 に検査の開始を指示する。内視鏡用プロセッサユニット 14 のシステム制御部 94 は、検査開始の指示を受けると、CCD 用 T G 90 を制御し、CCD ドライバ 91 による CCD 80 の駆動を開始させる。CCD 80 は、CCD ドライバ 91 の駆動に応じて観察窓から入射した被写体像を撮像し、被写体像に応じた撮像信号を取得する。取得された撮像信号は、CDS / P G A 81 でノイズ除去と増幅とが行なわれた後、A / D 92 に入力され、デジタルの画像データに変換される。画像データは、内視鏡画像生成部 93 に入力される。内視鏡画像生成部 93 は、入力された画像データに対して各種の画像処理を施し、画像データから内視鏡画像 142 を生成する。

20

【0069】

生成された内視鏡画像 142 は、アダプタ装置 32 に入力され、画像処理部 126 と表示制御部 127 とを介してモニタ 18 に表示される。検査スタッフは、モニタ 18 に内視鏡画像 142 が表示されると、患者の体腔内に超音波内視鏡 10 の挿入部 22 を挿入し、体腔内の観察を始める。検査スタッフは、体腔内に患部を発見した際など、体壁付近の組織の状態をより詳細に観察したい場合に、アダプタ装置 32 に設けられた表示開始ボタン（図示は省略）を押圧し、超音波用プロセッサユニット 12 に超音波画像 146 の表示開始を指示する。

30

【0070】

アダプタ装置 32 のシステム制御部 130 は、表示開始ボタンの押圧によって超音波画像 146 の表示開始が指示されると、超音波内視鏡 10 の R O M 83 にアクセスし、R O M 83 から識別情報 85 を読み出す。システム制御部 130 は、識別情報 85 を読み出すと、その識別情報 85 をワークメモリに記憶するとともに、携帯型超音波検査装置 30 のシステム制御部 106 に送信する。

【0071】

システム制御部 106 は、アダプタ装置 32 のシステム制御部 130 から識別情報 85 を受信すると、その識別情報 85 を基にフラッシュメモリ 107 を参照し、接続された超音波内視鏡 10 の機種に応じた制御プログラム 108 をフラッシュメモリ 107 から読み出す。そして、読み出した制御プログラム 108 を基に、超音波用 T G 100 や超音波画像生成部 104 の制御を開始する。また、システム制御部 106 は、制御プログラム 108 を読み出して各部の制御を開始すると、制御の開始を示す同期信号をアダプタ装置 32 のシステム制御部 130 に送信する。

40

【0072】

超音波用 T G 100 は、システム制御部 106 の制御の下、駆動パルスを送信部 101 の各パルサ 150 に入力する。各パルサ 150 は、入力された駆動パルスに応じて励振パルスを出力する。各パルサ 150 から出力された励振パルスは、M U X 124 に入力され

50

る。システム制御部 130 は、システム制御部 106 からの同期信号を受信すると、ワークメモリに記憶した識別情報 85 を基にテーブルデータ 131 を参照し、超音波内視鏡 10 の機種に応じた駆動条件をテーブルデータ 131 から読み出す。そして、読み出した駆動条件に応じて MUX 124 を制御し、第 1 信号線群 164 と第 2 信号線群 166 との配線経路の接続を切り替えることによって、各パルサ 150 が駆動する超音波トランスデューサ 160 を選択的に切り替える。これにより、各パルサ 150 から出力された励振パルスが、MUX 124 を介して所定の超音波トランスデューサ 160 に入力される。

【0073】

各超音波トランスデューサ 160 は、各パルサ 150 から入力される励振パルスに応じて超音波を照射し、その超音波が被検体で反射した反射波を受信する。そして、その反射波を圧電変換することにより、反射波に応じた検出信号を生成する。生成された検出信号は、MUX 124 を介して受信部 102 に送られ、パルサ 150 に対応するレシーバ 154 によって受信される。

【0074】

各レシーバ 154 は、受信した検出信号を A/D 103 に出力する。A/D 103 は、各レシーバ 154 から出力されるアナログの検出信号をデジタルの画像データに変換し、その画像データを超音波画像生成部 104 に出力する。超音波画像生成部 104 は、A/D 103 でデジタル化された画像データに対して各種の画像処理を施し、超音波画像 146 を生成する。

【0075】

生成された超音波画像 146 は、アダプタ装置 32 に入力され、画像処理部 126 と表示制御部 127 とを介してモニタ 18 に表示される。このように、本実施形態によれば、アダプタ装置 32 の配線接続部 120 に MUX 124 を設け、各パルサ 150 が駆動する超音波トランスデューサ 160 を選択的に切り替えられるようにしたので、UT アレイ 82 に含まれる超音波トランスデューサ 160 の数よりも送信部 101 に含まれるパルサ 150 の数の方が少ない場合にも、正常な超音波画像 146 を取得することができる。

【0076】

上記のように超音波画像 146 を超音波用プロセッサユニット 12 に生成させた場合、キーボード 134 から所定の操作指示を入力することによってモニタ 18 に表示させる画像を切り替えることができる。アダプタ装置 32 の画像処理部 126 は、内視鏡画像 142 又は超音波画像 146 の表示が指示された場合、指示された画像を表示制御部 127 に送り、モニタ 18 に表示させる。また、画像処理部 126 は、第 1 合成画像 140 の表示が指示された場合、内視鏡画像 142 と超音波画像 146 とを PinP 処理回路 137 に入力し、PinP 処理回路 137 に第 1 合成画像 140 を生成させる。そして、生成された第 1 合成画像 140 を表示制御部 127 に送り、モニタ 18 に表示させる。同様に、第 2 合成画像 144 の表示が指示された場合には、PinP 処理回路 137 に第 2 合成画像 144 を生成させ、モニタ 18 に表示させる。

【0077】

また、各画像 140、142、144、146 をモニタ 18 に表示させる際、キーボード 134 からスーパーインポーズ 138 に対して所定の操作指示を入力することで、各画像 140、142、144、146 に文字情報 147 や画線 148 を重ねて表示することができる。

【0078】

さらに、各画像 140、142、144、146 をモニタ 18 に表示させた際、リリースボタン 84 を押圧すると、キャプチャ処理回路 139 によって表示が指示された画像 140、142、144、146 の静止画記録が実行され、その画像 140、142、144、146 に応じた静止画ファイルが画像保管部 128 に保管される。

【0079】

このように、本実施形態によれば、機能補足部 122 によって携帯型超音波検査装置 30 の機能を補うようにしたので、携帯型超音波検査装置 30 の機能を簡素にすることが可

10

20

30

40

50

能になり、携帯型超音波検査装置 30 の大型化にともなう体外式の検査の汎用性の低下を防止することができる。また、体内式の検査を行なう際には、機能補足部 122 によって携帯型超音波検査装置 30 の機能が補われるので、体内式の検査が煩雑になることもない。さらに、携帯型超音波検査装置 30 は、比較的安価なので多くの医療施設が所有している。本発明のアダプタ装置 32 を用いれば、携帯型超音波検査装置 30 はソフトウェアの変更のみで対応できるので、比較的高価な体内用の検査装置を買わずに済む。

【0080】

なお、上記実施形態では、アダプタ装置 32 の本体部 70 に携帯型超音波検査装置 30 を収容する収容部 71 を設けたが、これに限ることなく、図 7 に示す超音波検査システム 180 のように、本体部と収容部とを別体に形成してもよい。超音波検査システム 180 は、本体部 182 と収容ドック 184 とからなるアダプタ装置を有している。本体部 182 は、超音波内視鏡 10 の超音波用コネクタ 26 が接続される内視鏡接続部 72 (図 7 では省略) を有している。収容ドック 184 は、携帯型超音波検査装置 30 を収容する収容部 186 と、この収容部 186 を保持するアーム 188 とで構成される。

10

【0081】

収容部 186 は、収容された携帯型超音波検査装置 30 との電氣的接続を得る検査装置接続コネクタ 74 (図 7 では省略) を有している。アーム 188 は、カート 20 に取り付けられている。アーム 188 には、可動部 188a や回転機構が設けられており、収容部 186 に収容された携帯型超音波検査装置 30 の高さや向きが調節できるようになっている。

20

【0082】

また、本体部 182 と収容ドック 184 とは、図示を省略したケーブルによって電氣的に接続されている。これにより、収容ドック 184 と本体部 182 とを介して、収容部 186 に収容された携帯型超音波検査装置 30 が、超音波内視鏡 10 と接続される。このように、本体部 182 と収容部 186 とを別体にしてアダプタ装置を構成すれば、携帯型超音波検査装置 30 の着脱をより容易に行なうことができる。なお、収容ドック 184 に携帯型超音波検査装置 30 を収容する場合には、モニタ 18 に内視鏡画像 142 を表示し、携帯型超音波検査装置 30 のディスプレイ 54 に超音波画像 146 を表示することにより、各画像 142、146 を並べて観察できるようにしてもよい。また、図 7 では、収容部 71 がない本体部 182 を示したが、収容部 71 を設け、収容部 71 と収容部 186 とで選択的に携帯型超音波検査装置 30 を接続できるようにしてもよい。

30

【0083】

なお、上記実施形態では、体内式の超音波探触子として、超音波内視鏡 10 を示したが、体内式の超音波探触子は、これに限ることなく、例えば、電子内視鏡などの鉗子チャンネルに挿通して用いられる超音波プローブでもよい。

【0084】

また、上記実施形態では、機能補足部 122 が補う機能として、表示制御部 127 による各画像の表示機能、入力 I/F 129 による操作指示の受け付け機能、PinP 処理回路 137 による PinP 処理機能、スーパーインポーズ 138 による各画像への文字情報 147 の入力機能、キャプチャ処理回路 139 による画像のキャプチャ機能、画像保管部 128 による画像の保管機能、及び電源制御部 136 によるバッテリー 110 の充電機能などを示したが、機能補足部 122 が補う機能は、これに限定されるものではない。

40

【0085】

なお、上記実施形態では、PinP 処理回路 137 による PinP 処理によって、縮小超音波画像 141 を内視鏡画像 142 の上に重ねた第 1 合成画像 140、又は、縮小内視鏡画像 145 を超音波画像 146 の上に重ねた第 2 合成画像 144 を生成したが、PinP 処理によって生成される画像は、これに限るものではない。例えば、内視鏡画像や超音波画像のフリーズが指示された際に、リアルタイムの観察動画像を静止画像の上に子画面表示した合成画像を PinP 処理によって生成してもよい。

【0086】

50

また、上記実施形態では、キャプチャ処理回路 139 によって静止画ファイルを取得するようにしたが、これに限ることなく、動画ファイルを取得するようにしてもよい。さらに、上記実施形態では、外部入力手段としてキーボード 134 を示したが、外部入力手段は、これに限ることなく、例えば、操作指示を入力する各種のボタンやスイッチ、及びマウスなどの周知の入力デバイスでもよい。

【0087】

なお、上記実施形態では、MUX 124 による配線経路の切り替えをアダプタ装置 32 のシステム制御部 130 で制御したが、これに限ることなく、携帯型超音波検査装置 30 のシステム制御部 106 で制御するようにしてもよい。また、上記実施形態では、MUX 124 で配線経路を切り替えるようにしたが、配線経路の切り替えは、これに限ることなく、例えば、周知の半導体スイッチや機械式のリレーなどで行ってもよい。

10

【0088】

また、上記実施形態では、テーブルデータ 131 をシステム制御部 130 の内部メモリに記憶させる構成としたが、これに限ることなく、例えば、バス 132 に接続される半導体メモリなどに記憶させてもよいし、携帯型超音波検査装置 30 のフラッシュメモリ 107 などに記憶させてもよいし、LAN などのネットワークを介して接続されるサーバなどに記憶させてもよい。また、上記実施形態では、超音波内視鏡 10 の機種を識別するための識別情報 85 を読み出すようにしたが、これに限ることなく、例えば、UT アレイ 82 の種類を識別するための情報を読み出すようにしてもよい。さらには、各超音波トランスデューサ 160 の駆動条件自体を読み出すようにしてもよい。この場合には、テーブルデータ 131 を用意する必要がなくなる。

20

【図面の簡単な説明】

【0089】

【図 1】超音波検査システムの構成を概略的に示す斜視図である。

【図 2】携帯型超音波検査装置の構成を概略的に示す斜視図である。

【図 3】アダプタ装置の構成を概略的に示す斜視図である。

【図 4】超音波検査システムの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【図 5】第 1 合成画像と第 2 合成画像との一例を示す説明図である。

【図 6】パルサ及びレシーバと超音波トランスデューサとの接続を概略的に示す説明図である。

30

【図 7】本体部と収容部とを別体にしたアダプタ装置の例を示す斜視図である。

【符号の説明】

【0090】

2 超音波検査システム

10 超音波内視鏡（体内式の超音波探触子）

18 モニタ

30 携帯型超音波検査装置

32 アダプタ装置

56 プロブ接続部（体外用探触子接続部）

60 超音波プロブ（体外式の超音波探触子）

40

70 本体部

71 収容部

72 内視鏡接続部（体内用探触子接続部）

74 検査装置接続コネクタ（検査装置接続部）

110 バッテリ

120 配線接続部

122 機能補足部

124 MUX

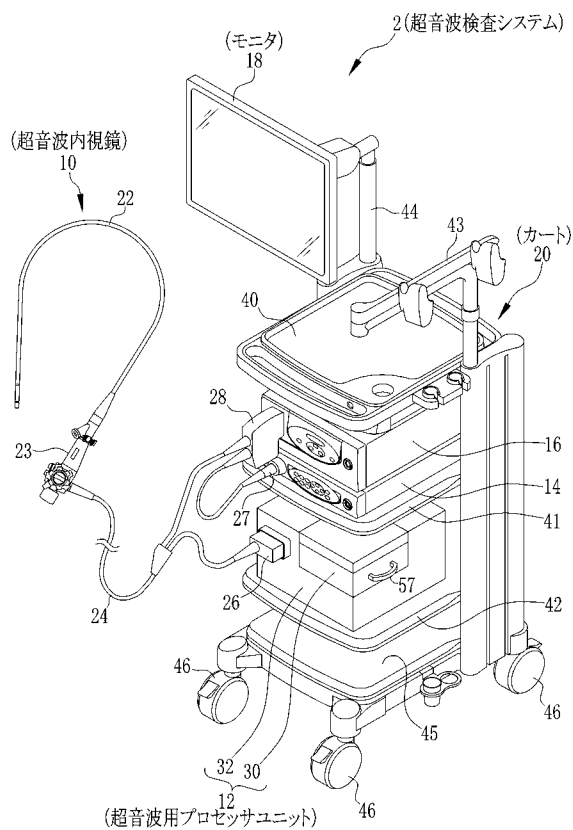
127 表示制御部（表示制御手段）

129 入力 I/F

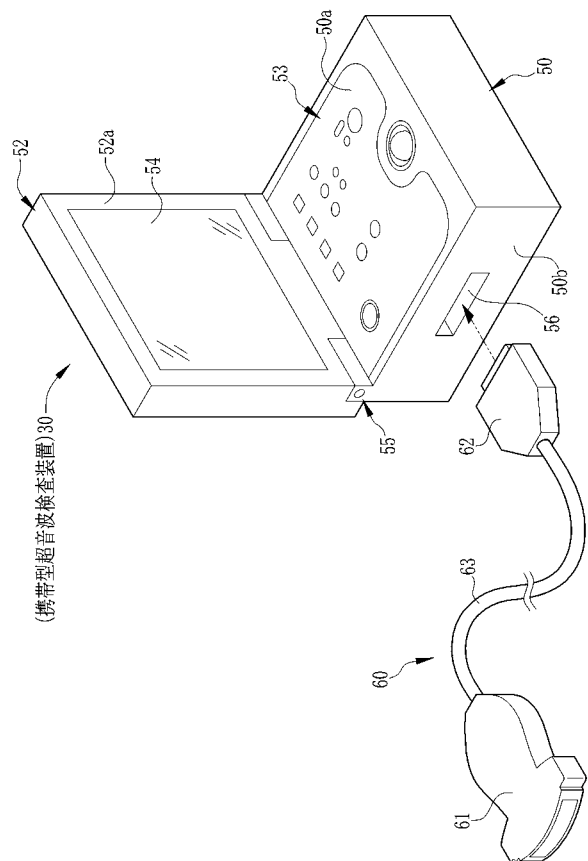
50

- 1 3 4 キーボード（外部入力手段）
- 1 3 6 電源制御部（バッテリー充電手段）
- 1 3 7 P i n P 処理回路（P i n P 処理手段）
- 1 3 8 スーパーインポーズ（情報表示手段）
- 1 4 2 内視鏡画像
- 1 4 6 超音波画像
- 1 5 0 パルサ
- 1 6 0 超音波トランスデューサ

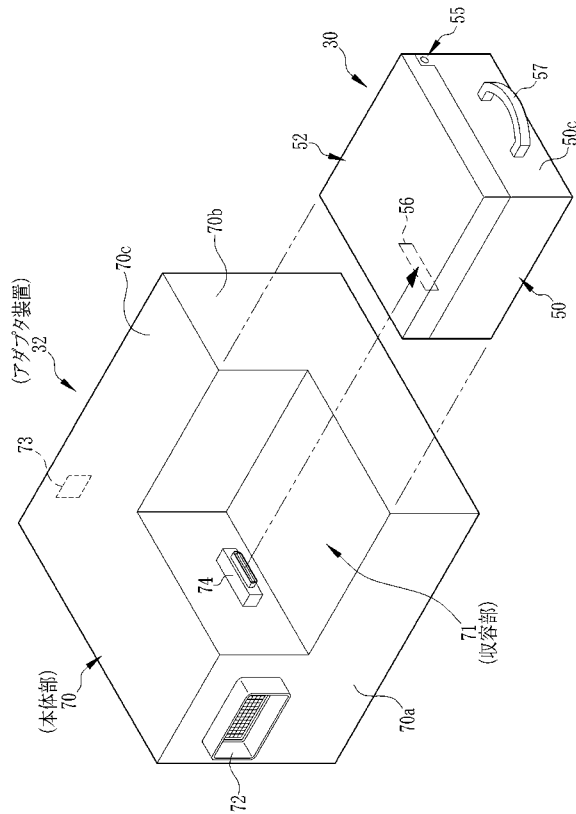
【 図 1 】



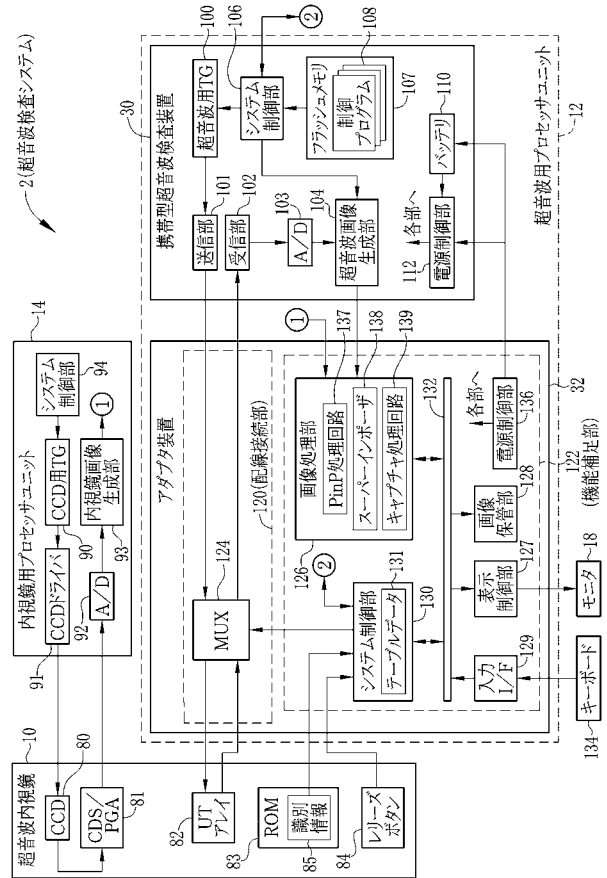
【 図 2 】



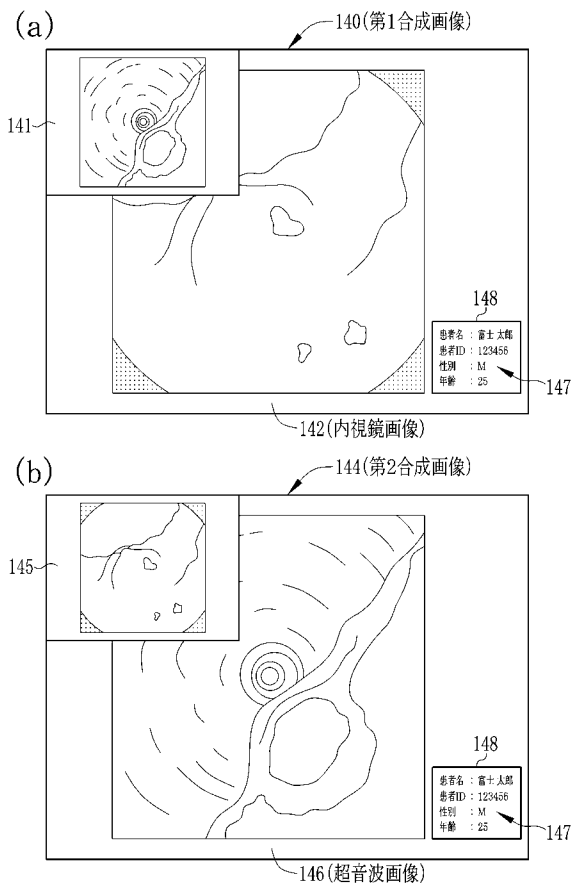
【 図 3 】



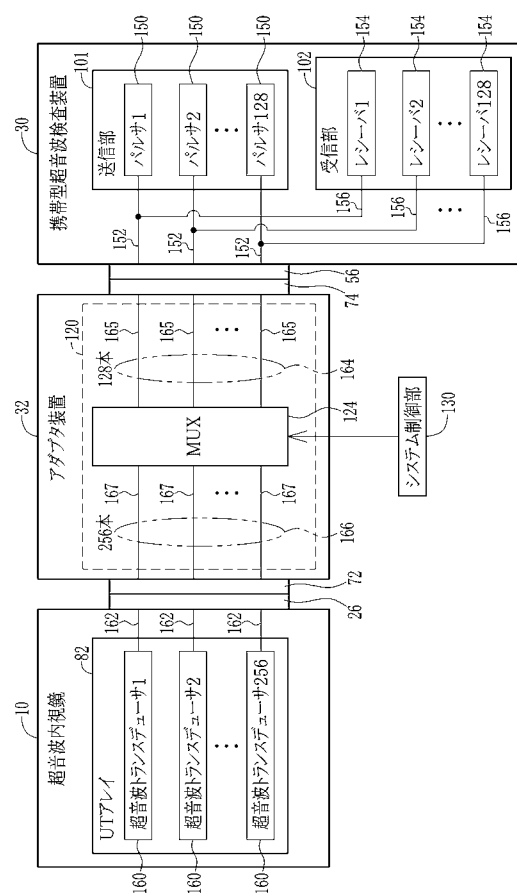
【 図 4 】



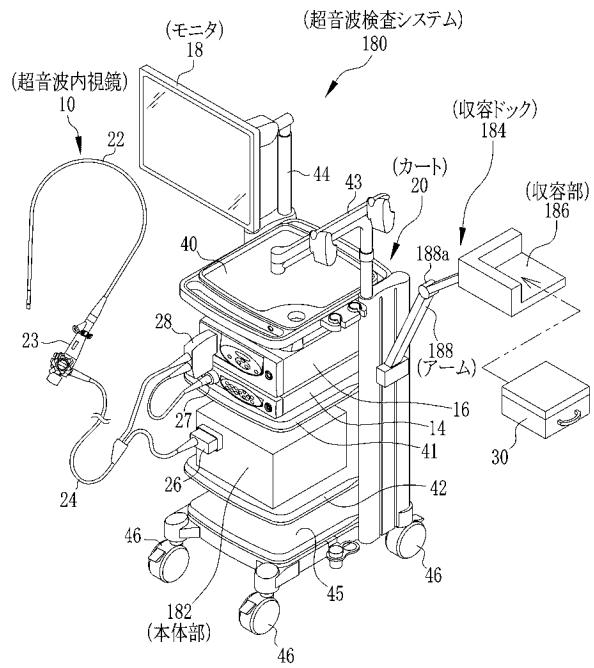
【 図 5 】



【 図 6 】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 唐澤 弘行

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 4C601 EE12 EE14 FE02 KK12 KK24 KK27 LL26 LL27 LL31

专利名称(译)	适配器装置和超声波检测系统		
公开(公告)号	JP2009240437A	公开(公告)日	2009-10-22
申请号	JP2008088713	申请日	2008-03-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	田中俊積 佐藤智夫 唐澤弘行		
发明人	田中 俊積 佐藤 智夫 唐澤 弘行		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4405 A61B8/4411 A61B8/4427 A61B8/4433 A61B8/462 A61B8/5238 G01S7/52074 G01S7/52082 G01S15/899		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE12 4C601/EE14 4C601/FE02 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK27 4C601/LL26 4C601/LL27 4C601/LL31		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
其他公开文献	JP5198118B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

A和在执行体外超声，而不会导致在身体类型的超声波的并发症，如此使在一个设备中的每个测试降低通用性。 解决方案：超声波检查系统2具有用于拍摄体腔内部的超声波内窥镜10和用于产生超声波图像的超声波处理器单元12。超声波处理器单元12包括用于外部检查的便携式超声波检查设备30和用于使便携式超声波检查设备30对应于超声波内窥镜10的适配器设备32。适配器装置32设置有功能补充部分122，用于补充便携式超声波检查装置30的功能。功能性补体部122，其补偿该超声诊断装置30中，在体外检测的通用性的降低的功能，由于超声诊断装置30的大型化，并且测试主体类型的复杂性被阻止了。 点域4

