

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-240436

(P2009-240436A)

(43) 公開日 平成21年10月22日(2009. 10. 22)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-88706 (P2008-88706)
(22) 出願日 平成20年3月28日 (2008. 3. 28)(71) 出願人 000005430
フジノン株式会社
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
番地
(74) 代理人 100075281
弁理士 小林 和憲
(74) 代理人 100095234
弁理士 飯嶋 茂
(72) 発明者 森本 康彦
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
番地 フジノン株式会社内
(72) 発明者 今田 和秀
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
番地 フジノン株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE30 FE01 GA33 GD11 GD18
HH01 LL27 LL31

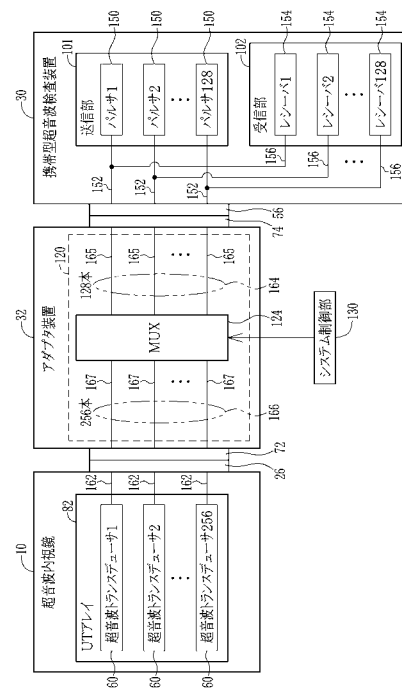
(54) 【発明の名称】 アダプタ装置及び超音波検査システム

(57) 【要約】

【課題】超音波探触子に含まれる超音波トランスデューサの数よりも、超音波用制御装置に含まれるパルサの数のほうが少ない場合でも、正常な超音波画像を得られるようにする。

【解決手段】超音波内視鏡10は、複数の超音波トランスデューサ160を有している。携帯型超音波検査装置30は、超音波トランスデューサ160を駆動する複数のパルサ150を有している。アダプタ装置32は、超音波内視鏡10と携帯型超音波検査装置30との電氣的接続を中継する配線接続部120を有している。配線接続部120には、配線経路を切り替えることによって、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MUX124が設けられている。MUX124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、正常な超音波画像が取得される。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波の照射と反射波の受信とを行なう複数の超音波トランスデューサが設けられた超音波探触子が着脱自在に接続される探触子接続部と、

前記超音波トランスデューサを駆動する複数の駆動手段が設けられた制御装置が着脱自在に接続される制御装置接続部と、

前記探触子接続部に接続された前記超音波探触子と前記制御装置接続部に接続された前記制御装置とを電氣的に接続する配線接続部と、

前記配線接続部に設けられ、前記駆動手段が駆動する前記超音波トランスデューサを選択的に切り替える切替手段とを備えたことを特徴とするアダプタ装置。

10

【請求項 2】

前記各超音波トランスデューサの駆動条件を示す素子情報を前記超音波探触子に設けられた記憶手段から読み出し、前記素子情報に基づいて前記切替手段を制御する切替制御手段を設けたことを特徴とする請求項 1 記載のアダプタ装置。

【請求項 3】

前記切替制御手段は、読み出した前記素子情報を前記制御装置に送信し、

前記制御装置は、前記素子情報に基づいて前記各駆動手段を制御する駆動制御部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】

超音波の照射と反射波の受信とを行なう複数の超音波トランスデューサが設けられた超音波探触子と、

20

前記超音波トランスデューサを駆動する複数の駆動手段が設けられた制御装置と、

前記超音波探触子が着脱自在に接続される探触子接続部と、前記制御装置が着脱自在に接続される制御装置接続部と、前記探触子接続部に接続された前記超音波探触子と前記制御装置接続部に接続された前記制御装置とを電氣的に接続する配線接続部と、前記配線接続部に設けられ、前記駆動手段が駆動する前記超音波トランスデューサを選択的に切り替える切替手段とを備えたアダプタ装置とからなる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】**

30

本発明は、超音波探触子と制御装置との間の電氣的接続を中継するアダプタ装置、及びこのアダプタ装置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。こうした超音波検査の 1 つに、超音波の照射と反射波の受信とを行なう超音波トランスデューサが内視鏡の先端部に設けられた、いわゆる超音波内視鏡を用いて体腔内から超音波を照射する体内式の検査がある。体内式の検査では、体の外側から超音波を照射する検査に比べ、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。

40

【0003】

体内式の検査を行なう超音波検査システムは、特許文献 1 に示すように、超音波内視鏡と、CCD などの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するパルサを有し、超音波トランスデューサから出力される検出信号を基に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。また、超音波検査システムでは、超音波用制御装置が非常に高額であるため、超音波用制御装置との接続に用いられる超音波内視鏡のコネクタを各機種共通にすることにより、複数の機種の超音波内視鏡を 1 台の超音波用制御装置で制御できるようにすること

50

が行なわれている。

【特許文献 1】特開平 1 0 - 2 1 1 2 0 1 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 4 】

超音波内視鏡に含まれる超音波トランスデューサの数と、超音波用制御装置に含まれるパルサの数とは、必ずしも一致しているとは限らない。このうち、超音波トランスデューサの数よりもパルサの数の方が多い場合には、各超音波トランスデューサを駆動することができるので、各パルサの駆動処理や超音波画像の生成処理などを制御するプログラムを変更することにより、超音波トランスデューサとパルサとの数が違っていたとしても正常な超音波画像を得ることができる。

10

【 0 0 0 5 】

一方、超音波トランスデューサの数よりもパルサの数の方が少ない場合には、駆動できない超音波トランスデューサが生じてしまうため、正常な超音波画像を得ることができない。従って、1台の超音波用制御装置で制御できる超音波内視鏡は、超音波トランスデューサとパルサとの数が同じか、パルサの方が多い場合に限定されているのが現状である。

【 0 0 0 6 】

体内式の超音波検査では、超音波トランスデューサを円筒状に配置（いわゆる、ラジアル型）して観察範囲を広めたり、解像度を高めたりするため、超音波内視鏡に含まれる超音波トランスデューサの数が増加する傾向にある。超音波用制御装置は、こうした技術背景に反して、超音波トランスデューサの数よりもパルサの数の方が少ないと正常な超音波画像を取得できない。このため、超音波トランスデューサの数が増加した新たな超音波内視鏡が登場した場合には、それに合わせて超音波用制御装置も買い換えなければならず、医療現場の設備投資コストを増大させる要因になっていた。

20

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、既存の超音波用制御装置に手を加えることなく、超音波内視鏡などの超音波探触子に含まれる超音波トランスデューサの数よりも、超音波用制御装置に含まれるパルサの数の方が少ない場合でも、正常な超音波画像を取得でき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】

30

【 0 0 0 8 】

上記目的を達成するため、本発明のアダプタ装置は、超音波の照射と反射波の受信とを行なう複数の超音波トランスデューサが設けられた超音波探触子が着脱自在に接続される探触子接続部と、前記超音波トランスデューサを駆動する複数の駆動手段が設けられた制御装置が着脱自在に接続される制御装置接続部と、前記探触子接続部に接続された前記超音波探触子と前記制御装置接続部に接続された前記制御装置とを電氣的に接続する配線接続部と、前記配線接続部に設けられ、前記駆動手段が駆動する前記超音波トランスデューサを選択的に切り替える切替手段とを備えたことを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

なお、前記各超音波トランスデューサの駆動条件を示す素子情報を前記超音波探触子に設けられた記憶手段から読み出し、前記素子情報に基づいて前記切替手段を制御する切替制御手段を設けることが好ましい。ここで、各超音波トランスデューサの駆動条件とは、例えば、各超音波トランスデューサの個数、大きさ、及び配置角度などである。また、素子情報とは、駆動条件そのものを示すものでもよいし、超音波探触子の識別 ID（例えば、機種名やロット番号）など、駆動条件を間接的に示すものでもよい。素子情報に識別 ID などを用いる場合には、識別 ID と駆動条件とを対応付けたテーブルデータをアダプタ装置又は制御装置に記憶しておき、素子情報に応じた駆動条件をテーブルデータから読み出せばよい。

40

【 0 0 1 0 】

また、前記切替制御手段は、読み出した前記素子情報を前記制御装置に送信し、前記制

50

御装置は、前記素子情報に基づいて前記各駆動手段を制御する駆動制御部を有することが好ましい。

【 0 0 1 1 】

さらに、本発明の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なう複数の超音波トランスデューサが設けられた超音波探触子と、前記超音波トランスデューサを駆動する複数の駆動手段が設けられた制御装置と、前記超音波探触子が着脱自在に接続される探触子接続部と、前記制御装置が着脱自在に接続される制御装置接続部と、前記探触子接続部に接続された前記超音波探触子と前記制御装置接続部に接続された前記制御装置とを電氣的に接続する配線接続部と、前記配線接続部に設けられ、前記駆動手段が駆動する前記超音波トランスデューサを選択的に切り替える切替手段とを備えたアダプタ装置と

10

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明では、超音波探触子と制御装置との接続を中継するアダプタ装置に、駆動手段が駆動する超音波トランスデューサを選択的に切り替える切替手段を設けた。これにより、駆動する超音波トランスデューサを切り替えながら超音波画像の読み取りを行なうことが可能になり、既存の制御装置に手を加えることなく、超音波探触子に含まれる超音波トランスデューサの数よりも、制御装置に含まれるパルサの数の方が少ない場合でも、正常な超音波画像を取得することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

20

【 0 0 1 3 】

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（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 1 4 】

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 1 5 】

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（制御装置）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 1 6 】

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 1 7 】

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 30 を体内式の検査を行なう超音波内視鏡 10 に対応させ、各検査を 1 台の携帯型超音波検査装置 30 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。

【0018】

カート 20 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 40 と、各プロセッサユニット 12、14 や光源装置 16 が載置される棚板 41、42 と、超音波内視鏡 10 を吊るすためのハンガー 43 と、モニタ 18 を保持する支柱 44 とが設けられている。トップトレイ 40 は、カート 20 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 20 に対して着脱自在に構成されている。支柱 44 は、略円柱状に構成されており、モニタ 18 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。

【0019】

また、カート 20 は、略矩形の平板状に形成された台座部 45 と、この台座部 45 の底面側の四隅に設けられたキャスター 46 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 20 にセットされた状態で自由に移動することができる。

【0020】

図 2 に示すように、携帯型超音波検査装置 30 は、本体部 50 とカバー部 52 とで構成されている。本体部 50 は、略直方体状に形成されている。カバー部 52 は、略平板状に形成されている。本体部 50 の上面 50a 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 30 に種々の操作指示を入力するための操作入力部 53 が設けられている。一方、カバー部 52 の内面 52a には、超音波画像 146 や様々な操作画面などを表示するためのディスプレイ 54 が設けられている。カバー部 52 は、ヒンジ部 55 を介して揺動自在に本体部 50 に取り付けられており、操作入力部 53 とディスプレイ 54 とを露呈させる開き位置（図 2 に示す位置）と、操作入力部 53 とディスプレイ 54 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

【0021】

本体部 50 の左側面 50b には、体外式の超音波探触子である超音波プローブ 60 が着脱自在に接続されるプローブ接続部 56 が設けられている。本体部 50 の右側面 50c には、携帯型超音波検査装置 30 を持ち運ぶ際やアダプタ装置 32 に取り付ける際に把持されるグリップ 57（図 3 参照）が設けられている。 30

【0022】

超音波プローブ 60 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 61 と、携帯型超音波検査装置 30 に接続するためのコネクタ部 62 と、これらを接続するケーブル 63 とで構成されている。プローブ接続部 56 は、コネクタ部 62 に対応して形成されており、コネクタ部 62 を介して超音波プローブ 60 との機械的電氣的接続を得る。

【0023】

携帯型超音波検査装置 30 は、プローブ接続部 56、及びコネクタ部 62 を介して超音波プローブ 60 を制御する。超音波プローブ 60 は、携帯型超音波検査装置 30 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 30 に出力する。携帯型超音波検査装置 30 は、超音波プローブ 60 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 146 を生成し、生成した超音波画像 146 をディスプレイ 54 に表示させる。これにより、携帯型超音波検査装置 30 と超音波プローブ 60 とによって、体外式の超音波検査が行なわれる。 40

【0024】

図 3 に示すように、アダプタ装置 32 は、カート 20 に組み付けやすいよう、略直方体状に形成された本体部 70 を有している。本体部 70 には、携帯型超音波検査装置 30 を収容する収容部 71 が設けられている。収容部 71 は、本体部 70 の前面 70a、右側面 70b、及び上面 70c の 3 面を、携帯型超音波検査装置 30 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（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 73 が設けられている。

【0025】

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（制御装置接続部）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

【0026】

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。

【0027】

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

【0028】

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（請求項記載の素子情報に相当）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

【0029】

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

【0030】

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。

【0031】

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

50

グやＣＣＤ８０の電子シャッタのシャッタ速度などを制御する。

【００３２】

A/D９２は、ＣＤＳ／ＰＧＡ８１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９３は、A/D９２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１４２を生成する。そして、内視鏡画像生成部９３は、生成した内視鏡画像１４２をアダプタ装置３２に出力する。

【００３３】

また、内視鏡用プロセッサユニット１４にモニタ１８を接続することで、内視鏡画像１４２をモニタ１８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１４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１４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。

【００３４】

携帯型超音波検査装置３０には、超音波用タイミングジェネレータ（以下、超音波用ＴＧと称す）１００、送信部１０１、受信部１０２、A/D変換器（以下、A/Dと称す）１０３、超音波画像生成部１０４、システム制御部（駆動制御部）１０６、及びフラッシュメモリ１０７が設けられている。フラッシュメモリ１０７には、携帯型超音波検査装置３０を制御するための複数の制御プログラム１０８が記憶されている。システム制御部１０６は、フラッシュメモリ１０７から所定の制御プログラム１０８を読み出し、その制御プログラム１０８を逐次処理することによって携帯型超音波検査装置３０の各部を統括的に制御する。

【００３５】

超音波用ＴＧ１００は、システム制御部１０６の制御の下、駆動パルスを送信部１０１に入力する。送信部１０１は、超音波用ＴＧ１００から送信される駆動パルスに基づいて、ＵＴアレイ８２に含まれる各超音波トランスデューサ１６０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１０２は、励振パルスの送信に応じてＵＴアレイ８２から出力される検出信号を受信し、その検出信号をA/D１０３に出力する。

【００３６】

A/D１０３は、受信部１０２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１０４は、A/D１０３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。超音波画像生成部１０４は、プローブ接続部５６に検査装置接続コネクタ７４が接続されている場合、生成した超音波画像１４６をアダプタ装置３２に出力する。一方、超音波画像生成部１０４は、プローブ接続部５６にコネクタ部６２が接続されている場合、生成した超音波画像１４６をディスプレイ５４に表示させる。

【００３７】

携帯型超音波検査装置３０には、上記の他に、電源を供給するバッテリー１１０と、このバッテリー１１０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３０の各部に供給する電源制御部１１２とが設けられている。これにより、携帯型超音波検査装置３０は、電源コードなどを接続することなく超音波プローブ６０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１１０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。

【００３８】

アダプタ装置３２には、内視鏡接続部７２に接続された超音波内視鏡１０と、検査装置接続コネクタ７４に接続された携帯型超音波検査装置３０とを電氣的に接続する配線接続部１２０と、携帯型超音波検査装置３０の機能を補う機能補足部１２２とが設けられている。配線接続部１２０は、切替手段としてのマルチプレクサ（以下、ＭＵＸと称す）１２

10

20

30

40

50

4を有している。機能補足部122は、画像処理部126、表示制御部127、画像保管部128、入力インタフェース（以下、入力I/Fと称す）129、及びアダプタ装置32の各部を統括的に制御するシステム制御部（切替制御手段）130が設けられている。また、機能補足部122内の各部は、バス132によって相互に接続されている。

【0039】

MUX124には、システム制御部130が接続されている。MUX124は、システム制御部130の制御の下、送信部101及び受信部102とUTアレイ82との間の信号線の配線経路を選択的に切り替える。

【0040】

画像処理部126には、内視鏡用プロセッサユニット14の内視鏡画像生成部93と、携帯型超音波検査装置30の超音波画像生成部104とが接続されている。画像処理部126は、内視鏡画像生成部93から入力される内視鏡画像142、及び超音波画像生成部104から入力される超音波画像146に対して所定の画像処理を施す。

【0041】

表示制御部127は、画像処理部126で画像処理が施された内視鏡画像142や超音波画像146をモニタ18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142や超音波画像146がモニタ18に表示される。画像保管部128は、例えば、HDDや半導体メモリなどによって構成され、リリースボタン84の押圧によって取得された静止画ファイルを保管する。

【0042】

入力I/F129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134が接続されている。入力I/F129は、キーボード134から入力される信号をアダプタ装置32の各部が理解可能な信号に変換する。キーボード134は、カート20のトップトレイ40の直下にスライド自在に取り付けられ、トップトレイ40に覆われるようにカート20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20の前方に突出する位置との間で移動する。

【0043】

システム制御部130には、MUX124とバス132とが接続されるとともに、超音波用コネクタ26や内視鏡接続部72などを介してROM83、及びリリースボタン84が接続されている。さらに、システム制御部130は、検査装置接続コネクタ74やプローブ接続部56などを介して携帯型超音波検査装置30のシステム制御部106と接続されている。

【0044】

アダプタ装置32には、上記の他に、電源制御部136が設けられている。電源制御部136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AC/DC変換処理、電圧変換処理などを施し、アダプタ装置32の各部に供給する。また、電源制御部136は、検査装置接続コネクタ74やプローブ接続部56などを介して携帯型超音波検査装置30の電源制御部112、及びバッテリー110と接続される。電源制御部136は、収容部71に携帯型超音波検査装置30が収容されると、バッテリー110に電源を供給し、バッテリー110を充電する。これと同時に、電源制御部136は、電源制御部112に電源を供給する。電源制御部112は、電源制御部136からの電源供給を受けた場合、バッテリー110の電源ではなく、電源制御部136からの電源を基に、携帯型超音波検査装置30の各部に電源を供給する。

【0045】

画像処理部126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Picture in Picture（以下、PinPと称す）処理を行うPinP処理回路137と、文字情報147や画線148を画像に重ねて表示するスーパーインポーズ138と、リリースボタン84が押圧された際に、PinP処理や文字情報147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139とが設けられている。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 6 】

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 合成画像 1 4 0 (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 1 4 5 を超音波画像 1 4 6 の上に重ねた第 2 合成画像 1 4 4 (図 5 (b) 参照) を生成する。

【 0 0 4 7 】

スーパーインポーズ 1 3 8 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、内視鏡画像 1 4 2 や超音波画像 1 4 6、及び P i n P 処理回路 1 3 7 で生成される各合成画像 1 4 0、1 4 4 に文字情報 1 4 7 や画線 1 4 8 を重ねて表示する。

【 0 0 4 8 】

モニタ 1 8 に内視鏡画像 1 4 2、超音波画像 1 4 6、第 1 合成画像 1 4 0、第 2 合成画像 1 4 4 のどれを表示させるかは、キーボード 1 3 4 からの操作指示によって選択される。画像処理部 1 2 6 は、キーボード 1 3 4 からの操作指示によって第 1 合成画像 1 4 0、又は第 2 合成画像 1 4 4 の表示が指示された際に、P i n P 処理回路 1 3 7 を駆動し、各合成画像 1 4 0、1 4 4 を生成する。そして、画像処理部 1 2 6 は、キーボード 1 3 4 からの操作指示によって文字情報 1 4 7 や画線 1 4 8 の表示が指示された際に、スーパーインポーズ 1 3 8 を駆動し、モニタ 1 8 への表示が指示された画像に文字情報 1 4 7 や画線 1 4 8 を重ねる。

【 0 0 4 9 】

システム制御部 1 3 0 は、リリースボタン 8 4 が押圧されたことに応じて、キャプチャ処理回路 1 3 9 に静止画記録の実行を指示する。キャプチャ処理回路 1 3 9 は、システム制御部 1 3 0 から静止画記録の指示を受けると、モニタ 1 8 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 1 3 9 は、取得した静止画ファイルを画像保管部 1 2 8 に保管する。

【 0 0 5 0 】

図 6 に示すように、携帯型超音波検査装置 3 0 の送信部 1 0 1 には、超音波用 T G 1 0 0 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 1 2 8 個のパルサ (駆動手段) 1 5 0 が設けられている。各パルサ 1 5 0 には、それぞれ信号線 1 5 2 が接続されている。各信号線 1 5 2 は、一端がパルサ 1 5 0 に接続され、他端がプローブ接続部 5 6 に接続される。受信部 1 0 2 には、U T アレイ 8 2 から出力される検出信号を受信する 1 2 8 個のレシーバ 1 5 4 が設けられている。各レシーバ 1 5 4 は、各パルサ 1 5 0 と対になっている。各レシーバ 1 5 4 には、それぞれ信号線 1 5 6 が接続されている。各信号線 1 5 6 は、一端がレシーバ 1 5 4 に接続され、他端が対応するパルサ 1 5 0 の信号線 1 5 2 に接続される。

【 0 0 5 1 】

前述のように、超音波内視鏡 1 0 の U T アレイ 8 2 には、2 5 6 個の超音波トランスデューサ 1 6 0 が配列されている。各超音波トランスデューサ 1 6 0 には、それぞれ信号線 1 6 2 が接続されている。各信号線 1 6 2 は、一端が超音波トランスデューサ 1 6 0 に接続され、他端が超音波用コネクタ 2 6 に接続される。

【 0 0 5 2 】

アダプタ装置 3 2 の配線接続部 1 2 0 は、M U X 1 2 4 と、第 1 信号線群 1 6 4 と、第 2 信号線群 1 6 6 とで構成される。第 1 信号線群 1 6 4 は、各パルサに対応した 1 2 8 本の信号線 1 6 5 からなる。第 1 信号線群 1 6 4 に含まれる各信号線 1 6 5 は、一端が M U X 1 2 4 に接続され、他端が検査装置接続コネクタ 7 4 に接続される。そして、各信号線 1 6 5 は、検査装置接続コネクタ 7 4 とプローブ接続部 5 6 とを介して携帯型超音波検査装置 3 0 側の各信号線 1 5 2 と接続される。

【 0 0 5 3 】

第 2 信号線群 1 6 6 は、各超音波トランスデューサ 1 6 0 に対応した 2 5 6 本の信号線 1 6 7 からなる。第 2 信号線群 1 6 6 に含まれる各信号線 1 6 7 は、一端が M U X 1 2 4 に接続され、他端が内視鏡接続部 7 2 に接続される。そして、各信号線 1 6 7 は、内視鏡

10

20

30

40

50

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。

【0054】

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ューサ 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。

【0055】

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。

【0056】

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。

【0057】

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。

【0058】

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 TG 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。

【0059】

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 0 】

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 3 0 は、プローブ接続部 5 6 に超音波プローブ 6 0 を接続し、カバー部 5 2 を開き位置にして操作入力部 5 3 とディスプレイ 5 4 とを露呈させることで、体外式の超音波検査を行なうことができる。また、カバー部 5 2 を閉じ位置にして携帯型超音波検査装置 3 0 をアダプタ装置 3 2 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 3 0 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。

【 0 0 6 1 】

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 2 0 のトップトレイ 4 0 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 3 2 の本体部 7 0 を略直方体状に形成したので、アダプタ装置 3 2 を容易にカート 2 0 に組み付けることができる。また、携帯型超音波検査装置 3 0 をアダプタ装置 3 2 に取り付けると、アダプタ装置 3 2 の電源制御部 1 3 6 から携帯型超音波検査装置 3 0 のバッテリー 1 1 0 に電源が供給され、バッテリー 1 1 0 が充電される。

【 0 0 6 2 】

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 1 4 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 1 4 に検査の開始を指示する。内視鏡用プロセッサユニット 1 4 のシステム制御部 9 4 は、検査開始の指示を受けると、CCD 用 T G 9 0 を制御し、CCD ドライバ 9 1 による CCD 8 0 の駆動を開始させる。CCD 8 0 は、CCD ドライバ 9 1 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、C D S / P G A 8 1 でノイズ除去と増幅とが行なわれた後、A / D 9 2 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 9 3 に入力される。内視鏡画像生成部 9 3 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 1 4 2 を生成する。

【 0 0 6 3 】

生成された内視鏡画像 1 4 2 は、アダプタ装置 3 2 に入力され、画像処理部 1 2 6 と表示制御部 1 2 7 とを介してモニタ 1 8 に表示される。検査スタッフは、モニタ 1 8 に内視鏡画像 1 4 2 が表示されると、患者の体腔内に超音波内視鏡 1 0 の挿入部 2 2 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 3 2 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 1 2 に超音波画像 1 4 6 の表示開始を指示する。

【 0 0 6 4 】

アダプタ装置 3 2 のシステム制御部 1 3 0 は、表示開始ボタンの押圧によって超音波画像 1 4 6 の表示開始が指示されると、超音波内視鏡 1 0 の R O M 8 3 にアクセスし、R O M 8 3 から識別情報 8 5 を読み出す。システム制御部 1 3 0 は、識別情報 8 5 を読み出すと、その識別情報 8 5 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 3 0 のシステム制御部 1 0 6 に送信する。

【 0 0 6 5 】

システム制御部 1 0 6 は、アダプタ装置 3 2 のシステム制御部 1 3 0 から識別情報 8 5 を受信すると、その識別情報 8 5 を基にフラッシュメモリ 1 0 7 を参照し、接続された超音波内視鏡 1 0 の機種に応じた制御プログラム 1 0 8 をフラッシュメモリ 1 0 7 から読み出す。そして、読み出した制御プログラム 1 0 8 を基に、超音波用 T G 1 0 0 や超音波画像生成部 1 0 4 の制御を開始する。また、システム制御部 1 0 6 は、制御プログラム 1 0 8 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 3 2 のシステム制御部 1 3 0 に送信する。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 6 】

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 の各パルサ 1 5 0 に入力する。各パルサ 1 5 0 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 1 5 0 から出力された励振パルスは、M U X 1 2 4 に入力される。システム制御部 1 3 0 は、システム制御部 1 0 6 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 8 5 を基にテーブルデータ 1 3 1 を参照し、超音波内視鏡 1 0 の機種に応じた駆動条件をテーブルデータ 1 3 1 から読み出す。そして、読み出した駆動条件に応じて M U X 1 2 4 を制御し、第 1 信号線群 1 6 4 と第 2 信号線群 1 6 6 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 1 5 0 が駆動する超音波トランスデューサ 1 6 0 を選択的に切り替える。これにより、各パルサ 1 5 0 から出力された励振パルスが、M U X 1 2 4 を介して所定の超音波トランスデューサ 1 6 0 に入力される。

10

【 0 0 6 7 】

各超音波トランスデューサ 1 6 0 は、各パルサ 1 5 0 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、M U X 1 2 4 を介して受信部 1 0 2 に送られ、パルサ 1 5 0 に対応するレシーバ 1 5 4 によって受信される。

【 0 0 6 8 】

各レシーバ 1 5 4 は、受信した検出信号を A / D 1 0 3 に出力する。A / D 1 0 3 は、各レシーバ 1 5 4 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 1 0 4 に出力する。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。

20

【 0 0 6 9 】

生成された超音波画像 1 4 6 は、アダプタ装置 3 2 に入力され、画像処理部 1 2 6 と表示制御部 1 2 7 とを介してモニタ 1 8 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 3 2 の配線接続部 1 2 0 に M U X 1 2 4 を設け、各パルサ 1 5 0 が駆動する超音波トランスデューサ 1 6 0 を選択的に切り替えられるようにしたので、U T アレイ 8 2 に含まれる超音波トランスデューサ 1 6 0 の数よりも送信部 1 0 1 に含まれるパルサ 1 5 0 の数の方が少ない場合にも、正常な超音波画像 1 4 6 を取得することができる。また、アダプタ装置 3 2 で切り替えを行なうので、携帯型超音波検査装置 3 0 に手を加える必要もない。

30

【 0 0 7 0 】

上記のように超音波画像 1 4 6 を超音波用プロセッサユニット 1 2 に生成させた場合、キーボード 1 3 4 から所定の操作指示を入力することによってモニタ 1 8 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 3 2 の画像処理部 1 2 6 は、内視鏡画像 1 4 2 又は超音波画像 1 4 6 の表示が指示された場合、指示された画像を表示制御部 1 2 7 に送り、モニタ 1 8 に表示させる。また、画像処理部 1 2 6 は、第 1 合成画像 1 4 0 の表示が指示された場合、内視鏡画像 1 4 2 と超音波画像 1 4 6 とを P i n P 処理回路 1 3 7 に入力し、P i n P 処理回路 1 3 7 に第 1 合成画像 1 4 0 を生成させる。そして、生成された第 1 合成画像 1 4 0 を表示制御部 1 2 7 に送り、モニタ 1 8 に表示させる。同様に、第 2 合成画像 1 4 4 の表示が指示された場合には、P i n P 処理回路 1 3 7 に第 2 合成画像 1 4 4 を生成させ、モニタ 1 8 に表示させる。

40

【 0 0 7 1 】

また、各画像 1 4 0、1 4 2、1 4 4、1 4 6 をモニタ 1 8 に表示させる際、キーボード 1 3 4 からスーパーインポーズ 1 3 8 に対して所定の操作指示を入力することで、各画像 1 4 0、1 4 2、1 4 4、1 4 6 に文字情報 1 4 7 や画線 1 4 8 を重ねて表示することができる。

【 0 0 7 2 】

さらに、各画像 1 4 0、1 4 2、1 4 4、1 4 6 をモニタ 1 8 に表示させた際、レリー

50

ズボタン 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。

【0073】

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。

10

【0074】

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。

【0075】

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

【0076】

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

【0077】

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。

【0078】

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。

【0079】

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、Pin

40

50

P 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 P i n P 処理によって生成してもよい。

【 0 0 8 0 】

また、上記実施形態では、キャプチャ処理回路 1 3 9 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、キーボード 1 3 4 から各種の操作指示を入力するようにしたが、これに限ることなく、例えば、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から操作指示を入力するようにしてもよい。

【 0 0 8 1 】

なお、上記実施形態では、M U X 1 2 4 による配線経路の切り替えをアダプタ装置 3 2 のシステム制御部 1 3 0 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 3 0 のシステム制御部 1 0 6 で制御するようにしてもよい。また、上記実施形態では、切替手段として M U X 1 2 4 を示したが、切替手段は、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もよい。

【 0 0 8 2 】

また、上記実施形態では、テーブルデータ 1 3 1 をシステム制御部 1 3 0 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 1 3 2 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 3 0 のフラッシュメモリ 1 0 7 などに記憶させてもよいし、L A N 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 1 0 の機種を識別するための識別情報 8 5 を素子情報として読み出すようにしたが、素子情報は、これに限ることなく、例えば、U T アレイ 8 2 の種類を識別するための情報でもよい。さらには、各超音波トランスデューサ 1 6 0 の駆動条件自体を素子情報として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 1 3 1 を用意する必要がなくなる。

【 0 0 8 3 】

なお、上記実施形態では、体外式の超音波検査を行なう携帯型超音波検査装置 3 0 を制御装置として示したが、制御装置は、これに限ることなく、例えば、超音波内視鏡や体内式の超音波プローブを制御して体内式の超音波検査を行なうプロセッサ装置でもよい。また、体内式の検査を行なうプロセッサ装置は、C C D などの撮像素子を制御する内視鏡用のプロセッサ装置と一体になったものでもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 4 】

【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。

【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】

【 0 0 8 5 】

2 超音波検査システム

1 0 超音波内視鏡（超音波探触子）

3 0 携帯型超音波検査装置（制御装置）

3 2 アダプタ装置

7 2 内視鏡接続部（探触子接続部）

7 4 検査装置接続コネクタ（制御装置接続部）

8 3 R O M（記憶手段）

10

20

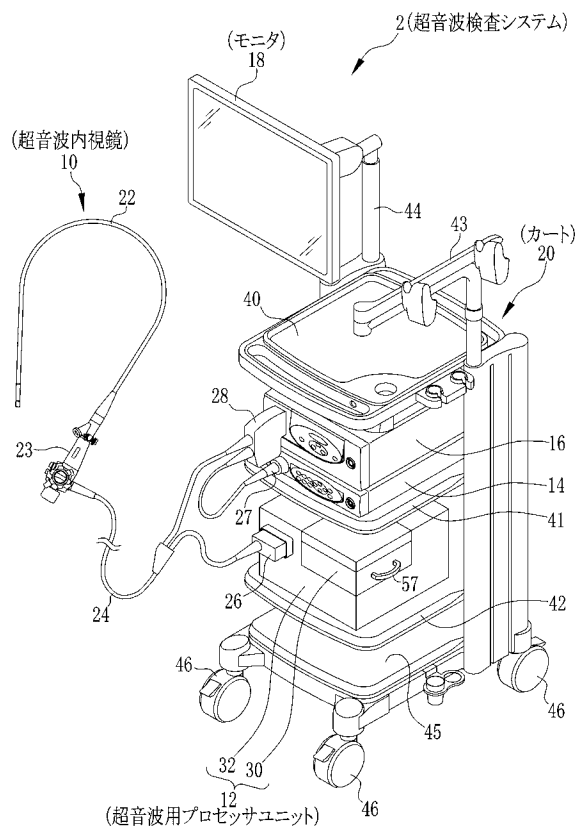
30

40

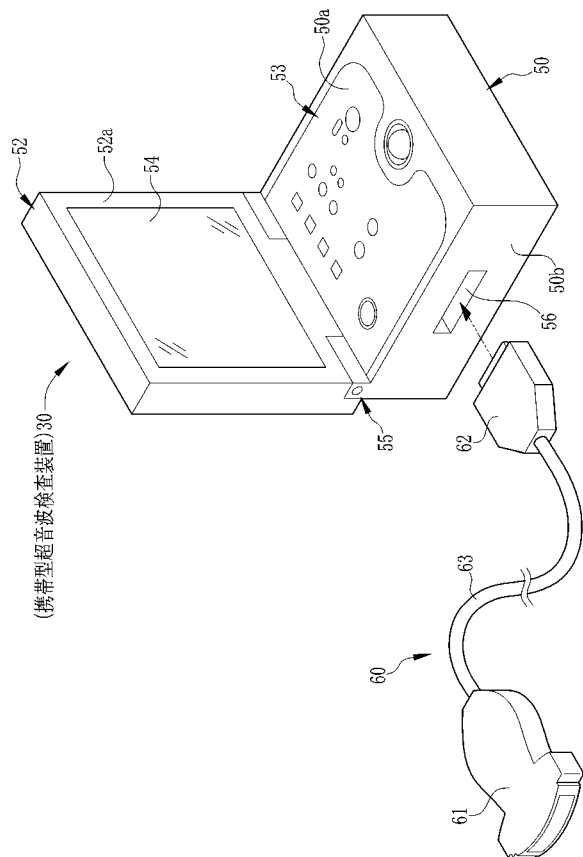
50

- 8 5 識別情報（素子情報）
- 1 0 6 システム制御部（駆動制御部）
- 1 1 0 バッテリ
- 1 2 0 配線接続部
- 1 2 4 M U X（切替手段）
- 1 3 0 システム制御部（切替制御手段）
- 1 5 0 パルサ（駆動手段）
- 1 6 0 超音波トランスデューサ

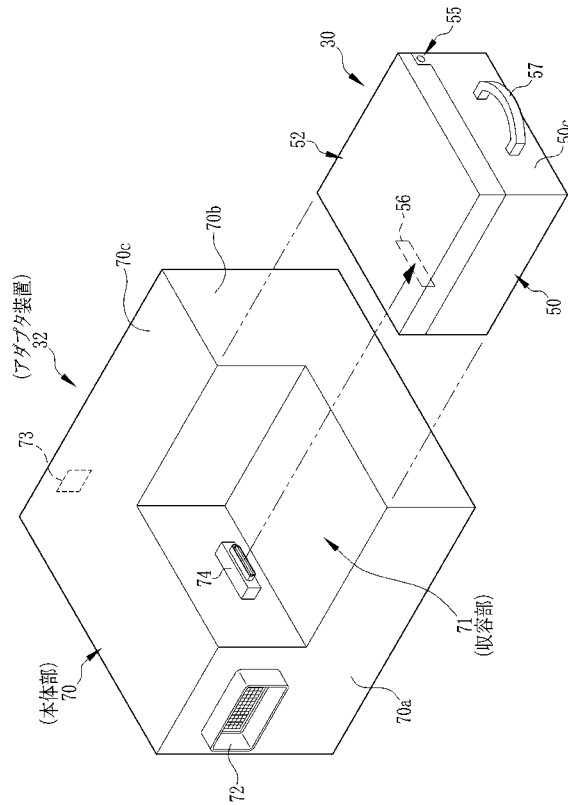
【 図 1 】



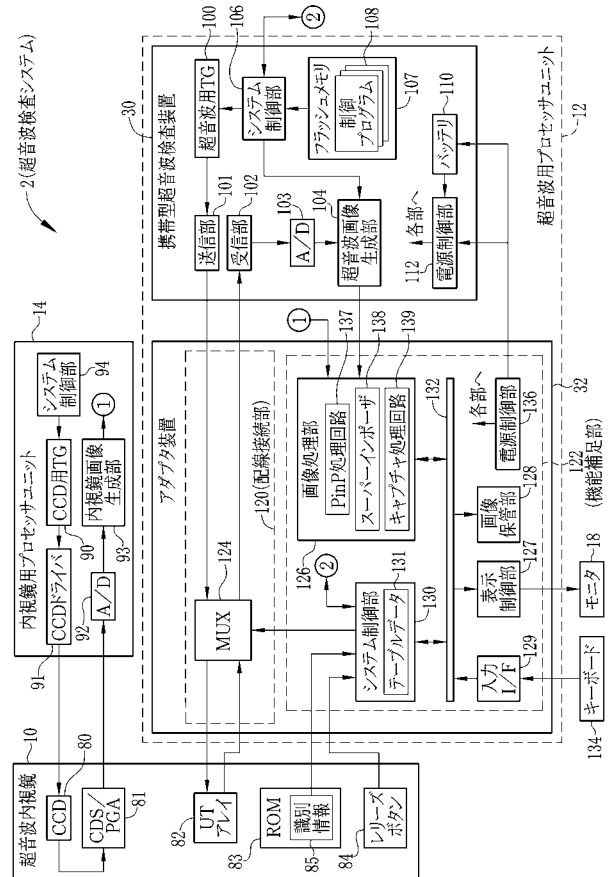
【 図 2 】



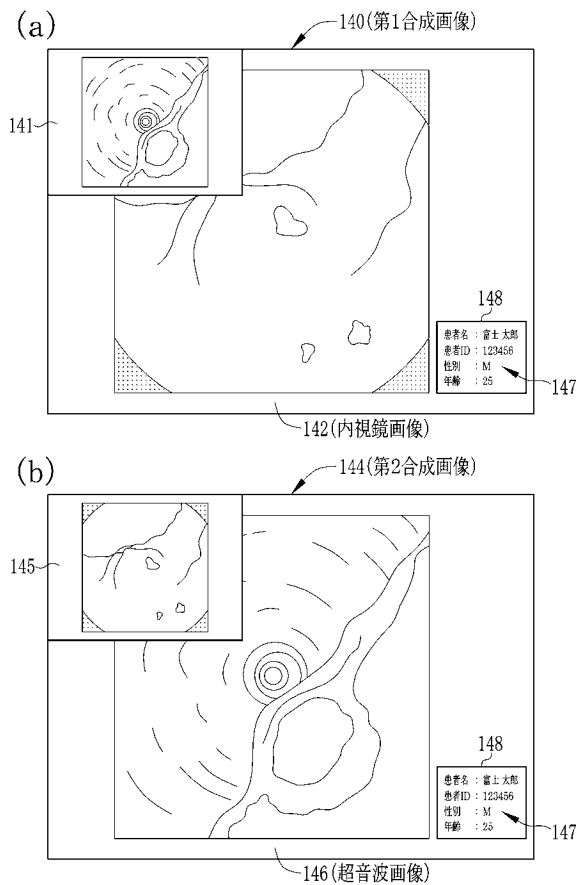
【図 3】



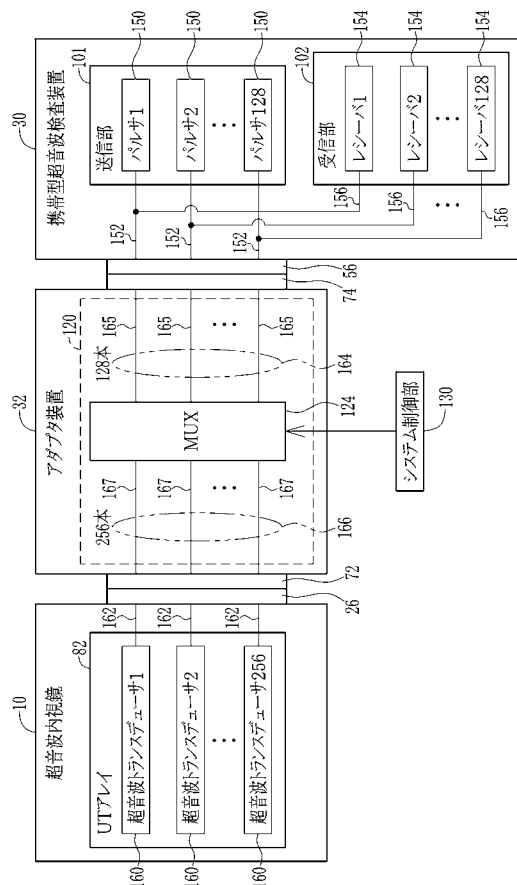
【図 4】



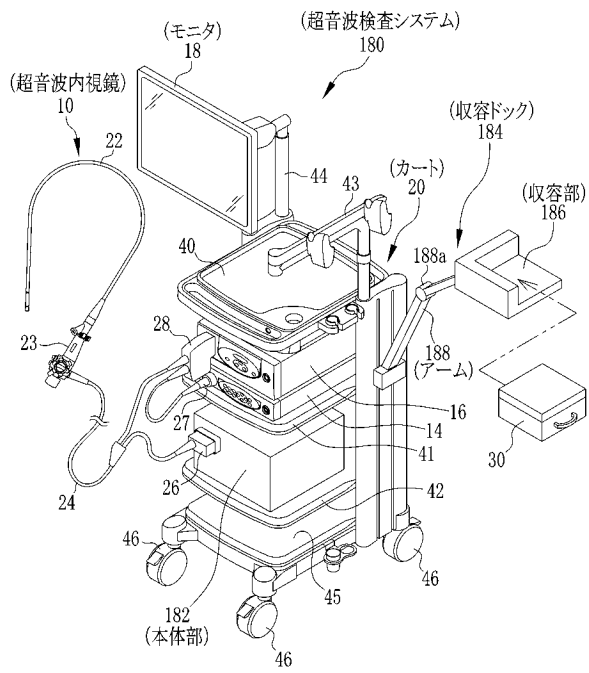
【図 5】



【図 6】



【 図 7 】



专利名称(译)	适配器装置和超声波检测系统		
公开(公告)号	JP2009240436A	公开(公告)日	2009-10-22
申请号	JP2008088706	申请日	2008-03-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	森本康彦 今田和秀		
发明人	森本 康彦 今田 和秀		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/445 A61B8/4405 A61B8/4427		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE30 4C601/FE01 4C601/GA33 4C601/GD11 4C601/GD18 4C601/HH01 4C601/LL27 4C601/LL31		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：即使当超声波控制器中包含的脉冲发生器的数量小于超声波探头中包含的超声波换能器的数量时，也能获得正常的超声波图像。解决方案：超声波内窥镜10具有多个超声波换能器160。便携式超声波检查装置30具有多个用于驱动超声波换能器160的脉冲发生器150。适配器装置32具有用于中继电连接的布线连接部分120。超声波内窥镜10和便携式超声波检查装置30。布线连接部分120设置有MUX 124，用于通过切换布线路径选择性地切换由脉冲发生器150驱动的超声波换能器160。通过在切换MUX 124中的布线路径的连接的同时执行驱动，即使在脉冲发生器150的数量小时也获取正常超声图像。 Z

