

(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2010-274060

(P2010-274060A)

(43) 公開日 平成22年12月9日(2010.12.9)

(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 5 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2009-132460 (P2009-132460)
(22) 出願日 平成21年6月1日(2009.6.1)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 110000866
特許業務法人三澤特許事務所
(72) 発明者 小作 秀樹
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB02 BB06 EE12 GA33 GC03
GC04 GC07 GC30 HH15

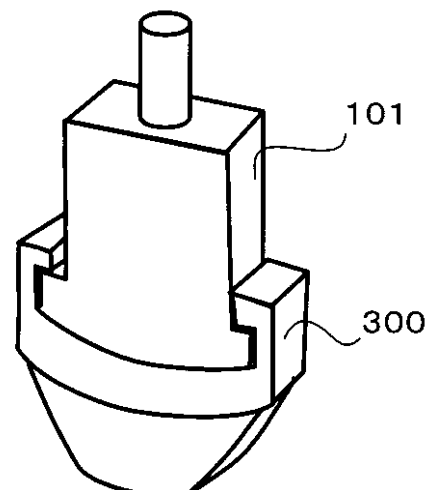
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】音響カブラや超音波プローブに音響カブラの種類を識別するための電気的な特別な構造を組み込むことなく音響カブラを識別することのできる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波プローブ101が受信した超音波に基づいて超音波送受信面から深さ方向に広がる画像を生成し、その生成された画像内の音響カブラ領域301の有無及びその形状に基づき、音響カブラ300の装着の有無及び装着された音響カブラの種類を識別する。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体へ超音波を送受信する超音波送受信面を有する超音波プローブと、
種類に応じて形状が異なり、前記超音波送受信面を覆うように脱着可能な音響カブラと

、
前記超音波プローブが受信した超音波に基づいて前記超音波送受信面から深さ方向に拡がる画像を生成する生成手段と、

前記生成手段で生成された画像内の音響カブラ領域の有無及びその形状に基づき、前記音響カブラの装着の有無及び装着された音響カブラの種類を識別する解析手段と、

を備えること、

10

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記解析手段は、

画像内の音響カブラ領域の各種形状を示すパターンを予め記憶し、前記生成手段で生成された画像に前記パターンをマッチングすることで前記音響カブラの装着の有無及び装着された音響カブラの種類を識別すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記超音波プローブの超音波送受信条件を制御する制御手段をさらに備え、

前記制御手段は、

20

前記解析手段が識別した前記音響カブラの装着の有無及び装着された音響カブラの種類に基づき、前記超音波送受信条件を変更すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御手段は、

前記超音波プローブの超音波送受信面の曲率よりも大きい曲率の超音波送受信面を有する前記音響カブラの装着を前記解析手段が識別すると、前記超音波プローブに対してその音響カブラの超音波送受信面よりも狭い所定範囲に限定した範囲に前記超音波送受信の走査を変更すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記解析手段は、

前記識別を所定時間間隔毎に行うこと、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、超音波を送受信する超音波プローブに対して音響カブラの脱着が可能な超音波診断装置に関する。

【背景技術】

40

【0002】

超音波診断装置は、心臓や肝臓のような腹部臓器等をはじめとして、各種の部位の診断用途に使用されている。部位に応じて適切な超音波送受信面や超音波の集束速度の調整等を行うために、従来より、超音波プローブの超音波送受信面に音響カブラを装着させる場合がある。そのため音響カブラは、各種の診断対象部位に応じて超音波送受信面の形状や材質が異なる。診断対象とする部位に合わせて適切な超音波送受信面の形状等を有する音響カブラを選択して、超音波プローブに装着し、超音波診断装置により診断を行う。

【0003】

超音波診断装置では、音響カブラを装着した際には、音響カブラの装着によってもたらされる医用画像上の表示深度の変化や超音波ビームの屈折などによる医用画像の修正を行

50

う必要がある。また、診断対象となる部位の超音波伝播特性によっても医用画像の修正を行う必要がある。つまり、超音波診断装置では、音響カブラを装着した際、その音響カブラの種類に応じて超音波の送受信条件を変更しなければならない。

【0004】

この超音波の送受信条件の変更では、操作が煩雑になるおそれがあるため、従来より音響カブラに識別IDを保持したメモリ等の回路を内蔵させておき、一方超音波プローブ側にもこのメモリから識別IDを取得する回路を内蔵させておき、装着された音響カブラの種類をこの識別IDを取得することにより特定して、音響カブラの厚みや音速値を補正する方法が提案されている（例えば、「特許文献1」、「特許文献2」参照。）。

【0005】

しかし、このような識別IDを音響カブラに保持させて電氣的に読取る方式によると、音響カブラの構造が複雑になるという問題がある。また、超音波プローブ内にもその識別IDを認識する構造が必要となり、超音波プローブの構造まで複雑なものとなる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開平5-76528号公報

【特許文献2】特開2003-70788号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

この発明は、上述のような問題点に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、音響カブラや超音波プローブに音響カブラの種類を識別するための電氣的な特別な構造を組み込むことなく音響カブラを識別することのできる超音波診断装置を提供するものである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するために、本発明に係る超音波診断装置の態様は、被検体へ超音波を送受信する超音波送受信面を有する超音波プローブと、種類に応じて形状が異なり、前記超音波送受信面を覆うように脱着可能な音響カブラと、前記超音波プローブが受信した超音波に基づいて前記超音波送受信面から深さ方向に拡がる画像を生成する生成手段と、前記生成手段で生成された画像内の音響カブラ領域の有無及びその形状に基づき、前記音響カブラの装着の有無及び装着された音響カブラの種類を識別する解析手段と、を備えること、を特徴とする。

【0009】

前記解析手段は、医用画像の音響カブラ領域の各種形状を示すパターンを予め記憶し、前記生成手段で生成された画像に前記パターンをマッチングすることで前記音響カブラの装着の有無及び装着された音響カブラの種類を識別するようにしてもよい。

【0010】

前記超音波プローブの超音波送受信条件を制御する制御手段をさらに備え、前記制御手段は、前記解析手段が識別した前記音響カブラの装着の有無及び装着された音響カブラの種類に基づき、前記超音波送受信条件を変更するようにしてもよい。

【0011】

前記制御手段は、前記超音波プローブの超音波送受信面の曲率よりも大きい曲率の超音波送受信面を有する前記音響カブラの装着を前記解析手段が識別すると、前記超音波プローブに対してその音響カブラの超音波送受信面よりも狭い所定範囲に限定した範囲に前記超音波送受信の走査を変更するようにしてもよい。

【0012】

前記解析手段は、前記識別を所定時間間隔毎に行うようにしてもよい。

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

本発明によれば、超音波プローブや音響カブラに特別な構造を備えなくとも音響カブラの識別が可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 4 】

【 図 1 】 超音波診断装置の内部構成を示す。

【 図 2 】 超音波プローブの内部構成を示す。

【 図 3 】 音響カブラを示す。

【 図 4 】 各種の音響カブラを装着している場合の各医用画像を示す。

【 図 5 】 音響カブラの形状を模したパターンを示す。

【 図 6 】 音響カブラの識別動作を示すフローチャートである。

【 図 7 】 制御後の医用画像の一例を示す。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 5 】

以下、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態について、図面を参照しながら具体的に説明する。

【 0 0 1 6 】

図 1 に示す超音波診断装置 1 0 0 は、被検体に対して超音波を送波し、受波した超音波から被検体内の医用画像を生成して表示する。超音波の送受信条件は、音響カブラ 3 0 0 の装着の有無、及び装着された音響カブラ 3 0 0 の種類に応じて可変する。音響カブラ 3 0 0 の装着の有無、及び装着された音響カブラ 3 0 0 の種類については、生成した医用画像を解析して識別する。超音波の送受信条件とは、例えば、送信電圧、送信波形、パルス繰り返し周波数、超音波走査範囲、フォーカス、ゲイン、音速などの制御パラメータである。

【 0 0 1 7 】

この超音波診断装置 1 0 0 は、超音波プローブ 1 0 1 と、超音波プローブ 1 0 1 に接続される送受信部 1 0 2 と、送受信部 1 0 2 に接続される信号処理部 1 0 3 と、信号処理部 1 0 3 に接続される画像処理部 1 0 5 を含む構成され、超音波の送受信に基づき被検体内の医用画像を生成する。また、この超音波診断装置 1 0 0 は、モニタ 1 0 4 と制御部 1 0 6 と解析部 1 0 7 を含む構成されている。

【 0 0 1 8 】

図 2 は、超音波プローブ 1 0 1 の内部構成を示す模式図である。超音波プローブ 1 0 1 は、超音波診断装置 1 0 0 に接続されて超音波を被検体に送受信する。この超音波プローブ 1 0 1 は、バックング材 2 1 1 の一面に、順に超音波振動素子 2 1 2、音響整合層 2 1 3、音響レンズ 2 1 4 を順に積層して構成されている。超音波振動素子 2 1 2 は、電極対 2 1 5 で挟まれている。これら、バックング材 2 1 1、超音波振動素子 2 1 2、音響整合層 2 1 3、音響レンズ 2 1 4、電極対 2 1 5 は、プローブケースに収納されており、プローブケースの音響レンズ 2 1 4 側の面が超音波送受信面となり、超音波を外部へ送信し、外部から超音波を受信する。

【 0 0 1 9 】

超音波振動素子 2 1 2 は、音響と電気とを可逆的に変換可能な圧電効果を有する素子である。チタン酸ジルコン酸鉛 $Pb(Zr, Ti)O_3$ 、ニオブ酸リチウム $(LiNbO_3)$ 、チタン酸バリウム $(BaTiO_3)$ 又はチタン酸鉛 $(PbTiO_3)$ などの圧電セラミック材料が用いられる。超音波振動素子 2 1 2 は、1Dアレイ、2Dアレイ等の各種方式で平面上に並べられる。1Dアレイは、短冊状の超音波振動素子 2 1 2 をアレイ方向に複数並べる方式である。2Dアレイは、超音波振動素子 2 1 2 をマトリックス状に複数並べる方式である。この超音波振動素子 2 1 2 は、電圧が印加されると、バックング材 2 1 1 や音響整合層 2 1 3 が積層する積層方向に超音波を送信する。また、この超音波振動素子 2 1 2 は、被検体内から反射した反射波を受信すると、電気信号を出力する。

【 0 0 2 0 】

電極対 2 1 5 は、挟んだ超音波振動素子 2 1 2 に電圧を印加し、また超音波振動素子 2 1 2 が反射波を受信することによって出力する電気信号が流れる。複数の超音波振動素子 2 1 2 のそれぞれに対し、対応して設けられている。超音波振動素子 2 1 2 のバッキング材 2 1 1 側の面に各超音波振動素子 2 1 2 毎に独立した信号電極が接続される。超音波振動素子 2 1 2 の音響整合層 2 1 3 側の面に共通 (G N D) 電極が接続される。

【 0 0 2 1 】

バッキング材 2 1 1 は、超音波振動素子 2 1 2 が送信した超音波や受信した反射波のうち、超音波診断装置の画像抽出にとって必要でない超音波振動成分を減衰吸収する。また、超音波の送信に伴って発生した熱をケーブル部等の放熱部材 (不図示) へ伝達する。バッキング材 2 1 1 は、超音波の減衰率が高い材料、熱伝導性の高い材料で組成される。例えば、一般的に、合成ゴム、エポキシ樹脂又はウレタンゴムなどにタンゲステン、フェライト、酸化亜鉛などの無機粒子粉末などを混入した材料が用いられる。

10

【 0 0 2 2 】

音響整合層 2 1 3 は、音響インピーダンスの不整合による被検体体表での超音波の反射を抑制する。この音響整合層 2 1 3 は、超音波振動素子 2 1 2 の音響インピーダンスと被検体体表の音響インピーダンスとの中間の音響インピーダンスを有している。この音響整合層 2 1 3 は、エポキシ樹脂やプラスチック材料などが用いられる。音響インピーダンスを段階的に被検体体表のものに近づけるべく、音響インピーダンスの異なる複数層で構成しても良い。

【 0 0 2 3 】

音響レンズ 2 1 4 は、被検体の体表面に接触して超音波送受信を仲介する。この音響レンズ 2 1 4 は、被検体側に凸面を有する。超音波振動素子 2 1 2 が発振した超音波を集束することにより、被検体の所定深度において音響的な焦点が結ばれる。

20

【 0 0 2 4 】

図 3 に示すように、この超音波プローブ 1 0 1 には、音響カブラ 3 0 0 が脱着可能に装着される。音響レンズ 2 1 4 近傍の音圧分布は複雑で強弱のある音圧分布であり、この領域からの信号を処理しても良好な画像が得られない。そこで音響カブラ 3 0 0 を音響レンズ 2 1 4 に接するように配置し、レンズ近傍の音場は使用せず、生体表面から均一な音場を利用できるようにし、良好な画像を得る。

【 0 0 2 5 】

音響カブラ 3 0 0 は、超音波プローブ 1 0 1 の超音波送受信面の形状と概ね同一な背面を有しており、この背面を超音波プローブ 1 0 1 の超音波送受信面に密着させて装着される。音響カブラ 3 0 0 は、超音波プローブ 1 0 1 に装着された際、超音波の送受信方向に所定の厚みを有しており、また、前面、即ち音響カブラ 3 0 0 の超音波送受信面の形状は種類に応じて異なっている。この音響カブラ 3 0 0 は、側面から背面を超えて立設する鉤状のフックを有しており、このフックで超音波プローブ 1 0 1 の段部に嵌め込むことで装着される。このフックを拡げて嵌め込みを解除することで音響カブラ 3 0 0 は超音波プローブ 1 0 1 から取り外される。

30

【 0 0 2 6 】

図 4 は、各種の音響カブラ 3 0 0 を装着している場合の各医用画像であり、音響カブラ 3 0 0 の種類の一例を示す図である。音響カブラ 3 0 0 は、医用画像の上部領域 (以下、カブラ領域 3 0 1 という) に写る。このカブラ領域 3 0 1 は、他の領域と区別され、音響カブラ 3 0 0 を示す画素値を有している。音響カブラ 3 0 0 は、熱伝導率の低い材料をカブラ材料に使用することで、熱が生体に伝達しにくくなり、送信出力を上げることができる。カブラ材料の組成は、樹脂、例えばブタジエン系ゴム、ブタジエン系ゴムとシリコーンの混合物、ブタジエン系ゴムと酸化亜鉛の混合物などその音響インピーダンスが人体に近似しているとともに、超音波の伝播による減衰が小さい、更には混合物のシリコーンや酸化亜鉛などで特性を調整されたもの等をカブラ材料とし、その減衰の程度は 0.2dB/mm MHz 以下であることが望ましく、混合割合によっては 0.05 dB/mm MHz 以下のものも実現可能であるが、音響インピーダンスが生体の約 1.5Mrayl との差が大きくなってしまふことから

40

50

、音響レンズや生体との間での反射が大きくなる可能性がある。各種の音響カブラ 300 のカブラ材料は、診断対象部位となる関心領域の音響インピーダンスを加味した組成を有している。とはいえ、音響カブラ 300 を示す画素値とは、その減衰率の違いからして生体とは区別のつく値である。一般的に音響カブラ 300 内での超音波の反射は小さいので医用画像上ではカブラ領域 301 の画素値は低い。従って、カブラ領域 301 は、他の領域と区別され、音響カブラ 300 を示す画素値を有している。

【0027】

音響カブラ 300 は、例えば、図 4 (a) のカブラ領域 301 が示すように前面の断面形状が平らな形状を有するもの、図 4 (b) のカブラ領域 301 が示すように前面の断面形状が一側面から他の側面にリニアに傾斜しているもの、図 4 (c) のカブラ領域 301 が示すように前面の曲率が背面の曲率即ち超音波送受信面の曲率よりも大きくなだらかなもの、図 4 (d) のカブラ領域 301 が示すように前面の曲率が背面の曲率即ち超音波送受信面の曲率よりも大きく急峻なもの（例えば肋骨などの狭い部分）等がある。これら音響カブラ 300 を装着するか否か及び、どの種類を装着するかは診断する部位等に応じて使い分けられる。

10

【0028】

図 4 (c) に示す音響カブラ 300 は、コンベックスプローブの場合に画角を広く確保したいが超音波送受信面を生体に強く押し付けるように接触させると患者に苦痛を与えたり、超音波プローブ 101 に負荷が生じ耐久性に不利な条件となったりする場合に使用される。図 4 (d) に示す音響カブラ 300 は、肋骨の間に当てやすくするような場合に使用される。

20

【0029】

また、図 4 (e) 及び (f) のカブラ領域 301 が示すように、音響カブラ 300 には、カブラ材料とは音響インピーダンスが異なる金属パイプ等の識別子が埋入されたものもある。この金属パイプは、カブラ材料と音響インピーダンスが異なるため医用画像上で認識が可能となる。金属パイプは、音響カブラ 300 の種類を特定できるように、種類に応じてその断面形状や埋入位置を異ならせる。例えば、図 4 (e) に示す音響カブラ 300 は、側面側に金属パイプが埋入されている点で図 4 (a) 乃至 (d) の音響カブラ 300 と断面形状が異なり、この断面形状の相違により種類が識別される。また、図 4 (f) に示す音響カブラ 300 は、両側面に金属パイプが埋入されている点で図 4 (e) の音響カブラ 300 と断面形状が異なり、この断面形状の相違により両者の種類が識別される。

30

【0030】

図 1 に戻り、超音波プローブ 101 に対して印加される信号電圧は、送受信部 102 から供給される。送受信部 102 は、送信部及び受信部からなる。送信部と受信部は共に電極対に接続されている。送信部は、各電極対に所定の信号電圧を印加する。受信部は、各電極対から送信されたエコー信号を受信する。

【0031】

この送信部と受信部には、送信電圧、送信波形、パルス繰り返し周波数、超音波走査範囲、フォーカス、ゲイン、及び音速値などの制御パラメータが制御部 106 から入力され、この制御パラメータに応じて信号電圧の印加及びエコー信号の受信を行う。

40

【0032】

送信部は、制御パラメータのパルス繰り返し周波数に応じた周波数のパルス信号を発生させて、このパルス信号を各超音波振動素子 212 に対して制御パラメータの超音波走査範囲及びフォーカスに応じて遅延させた上で、制御パラメータの送信電圧に応じた高電圧に変換し、超音波振動素子 212 に印加する。

【0033】

受信部は、受信したエコー信号を制御パラメータのゲインに応じて増幅し、デジタル信号に変換した上で受信指向性を決定するために必要な遅延時間を制御パラメータの音速値に応じた信号遅延量で与えて整相加算することで、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調された単一のエコー信号を生成する。

50

【 0 0 3 4 】

エコー信号は、受信部から信号処理部 1 0 3 に出力される。信号処理部 1 0 3 は、エコー信号に医用画像生成のための信号処理を施すことでラスタ画像データを得る。医用画像生成の信号処理では、エコー信号をバンドパスフィルタ処理し、その後、包絡線を検波して、検波したデータに対して対数変換による圧縮処理を施すことで、医用画像のラスタ画像データを得る。

【 0 0 3 5 】

ラスタ画像データは、信号処理部 1 0 3 から画像メモリを経て画像処理部 1 0 5 に入力される。画像処理部 1 0 5 は、スキャンコンバージョン処理により、ラスタ画像データを直交座標系のビデオフォーマットに変換する。ビデオフォーマットに変換された画像データは、モニタ 1 0 4 に出力される。モニタ 1 0 4 は、この医用画像の画像データを表示する。

10

【 0 0 3 6 】

解析部 1 0 7 は、生成された医用画像を解析することで、音響カブラ 3 0 0 の装着の有無及び装着された音響カブラ 3 0 0 の種類を識別する。制御部 1 0 6 は、この解析部 1 0 7 の解析結果に応じた制御パラメータを出力することで送受信部 1 0 2 を制御する。

【 0 0 3 7 】

解析部 1 0 7 は、各種の音響カブラ 3 0 0 の断面形状を模したパターン 4 0 0 を記憶している。このパターン 4 0 0 は、例えば図形のようなオブジェクトデータであってもよいし、断面形状の各位置と他の位置との数値上の大小関係を示す数値データであってもよい。

20

【 0 0 3 8 】

図 5 は、解析部 1 0 7 が記憶しているパターン 4 0 0 を模式的に示した図である。図 5 (a) に示すパターン 4 0 0 は、図 4 (a) に示す音響カブラ 3 0 0 の断面形状を模しており、パターン 4 0 0 の下面がこの音響カブラ 3 0 0 の前面と同様に平らになっている。図 5 (b) に示すパターン 4 0 0 は、図 4 (b) に示す音響カブラ 3 0 0 の断面形状を模しており、パターン 4 0 0 の下面が一側面から他の側面にリニアに傾斜している。図 5 (c) に示すパターン 4 0 0 は、図 4 (c) に示す音響カブラ 3 0 0 の断面形状を模しており、パターン 4 0 0 の下面の曲率は、この音響カブラ 3 0 0 の前面の曲率と同一となっている。図 5 (d) に示すパターン 4 0 0 は、図 4 (d) に示す音響カブラ 3 0 0 の断面形状を模しており、この音響カブラ 3 0 0 の前面の曲率と同一となっている。図 5 (e) に示すパターン 4 0 0 は、図 4 (e) に示す音響カブラ 3 0 0 の断面形状を模しており、一方の側面側に金属パイプの断面が付されている。図 5 (f) に示すパターン 4 0 0 は、図 4 (f) に示す音響カブラ 3 0 0 の断面形状を模しており、両側面側に金属パイプの断面が付されている。

30

【 0 0 3 9 】

解析部 1 0 7 は、医用画像上に音響カブラ 3 0 0 を表わしているカブラ領域 3 0 1 が存在するか判断し、存在すればそのカブラ領域 3 0 1 に各パターン 4 0 0 を当てはめていき、そのカブラ領域 3 0 1 と一致するパターン 4 0 0 を選出する。カブラ領域 3 0 1 の存在は、医用画像の上部に音響カブラ 3 0 0 を示す画素値が集まった領域が存在するか否かで判断する。

40

【 0 0 4 0 】

制御部 1 0 6 は、各制御パラメータの組み合わせを予め記憶している。これら制御パラメータは、解析部 1 0 7 の解析結果と一対一で関連づけられている。制御部 1 0 6 は、解析部 1 0 7 の解析結果に応じて制御パラメータの一の組み合わせを読み出して送受信部 1 0 2 に出力する。この制御パラメータの出力により、超音波診断装置 1 0 0 は、音響カブラ 3 0 0 の装着の有無及び装着されている場合の音響カブラ 3 0 0 の種類に応じて超音波を送受信し、及び医用画像を生成する。

【 0 0 4 1 】

解析部 1 0 7 と制御部 1 0 6 は、この音響カブラ 3 0 0 の装着の有無及び装着されてい

50

る場合の音響カブラ 300 の種類の識別、及び識別に応じた超音波送受信条件の決定を 10 秒間隔等の所定の間隔で行う（この間隔は任意に設定可能である）。つまり、識別と超音波送受信条件の決定は自動的に行われる。尚、超音波診断装置 100、例えば超音波プローブ 101 にボタンを配置しておき、当該ボタンを押下するとこの識別及び条件の決定を行うようにしてもよい。

【0042】

図 6 は、この制御部 106 による音響カブラ 300 の装着の有無及び装着されている場合の音響カブラ 300 の種類の識別動作を示すフローチャートである。

【0043】

まず、画像処理部 105 が医用画像を作成すると（S01）、解析部 107 は、カブラ領域 301 とパターン 400 とをマッチングする（S02）。読み出したパターン 400 がカブラ領域 301 と一致しなければ（S03, No）、残りのパターン 400 が存在するか否かを判断し、存在すれば（S04, Yes）、それを読み出し（S05）、マッチングを続ける（S02）。残りのパターン 400 が存在しなければ（S04, No）、制御部 106 は、音響カブラ 300 が装着されていない場合の制御パラメータを送受信部 102 に出力する（S06）。

【0044】

一方、カブラ領域 301 と一致するパターン 400 が見つかり（S03, Yes）、制御部 106 は、カブラ領域 301 と一致するパターン 400 に対応する制御パラメータを送受信部 102 に出力する（S07）。

【0045】

このような超音波診断装置 100 の具体例を説明する。図 4（d）に示した肋骨の狭間から超音波を送受信するのに適した音響カブラ 300 が装着された場合、この医用画像が画像処理部 105 から出力される。解析部 107 は、医用画像上部にカブラ領域 301 が存在しているので、この医用画像に各パターン 400 を当てはめて、図 5（d）に示すパターン 400 を選出する。そうすると、制御部 106 は、このパターン 400 に対応する制御パラメータを送受信部 102 に出力する。これにより、制御パラメータの出力後は、図 7 に示すように、超音波走査範囲が音響カブラ 300 の前面である接触面よりも狭められて超音波が送受信される。この超音波走査範囲が狭められた制御パラメータは、肋骨は超音波が通過しないために不必要な走査範囲を除いてフレームレートを向上させたものである。

【0046】

以上のように、この超音波診断装置 100 では、医用画像に写るカブラ領域の有無及び形状から音響カブラの装着の有無及び装着されている場合の音響カブラの種類を識別するようにしたので、超音波プローブや音響カブラに特別な構造を備えなくとも音響カブラの識別が可能となる。また、識別された音響カブラの種類に応じて制御パラメータを適切に調整することが可能となり、得られる画像の情報量を増加させ、診断能力増強を図ることが可能となる。

【符号の説明】

【0047】

- 100 超音波診断装置
- 101 超音波プローブ
- 102 送受信部
- 103 信号処理部
- 104 モニタ
- 105 画像処理部
- 106 制御部
- 107 解析部
- 300 音響カブラ
- 301 カブラ領域

10

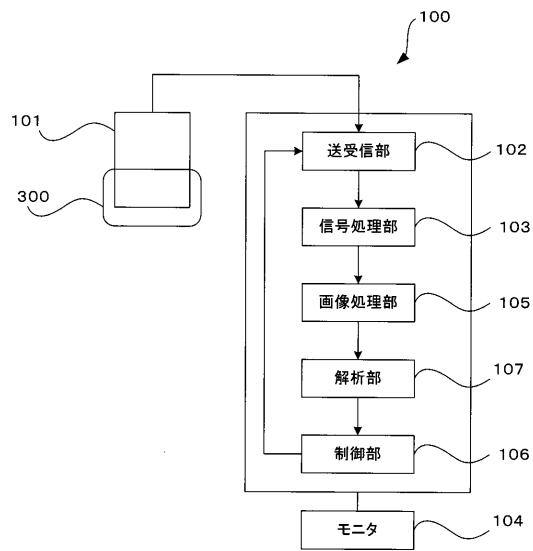
20

30

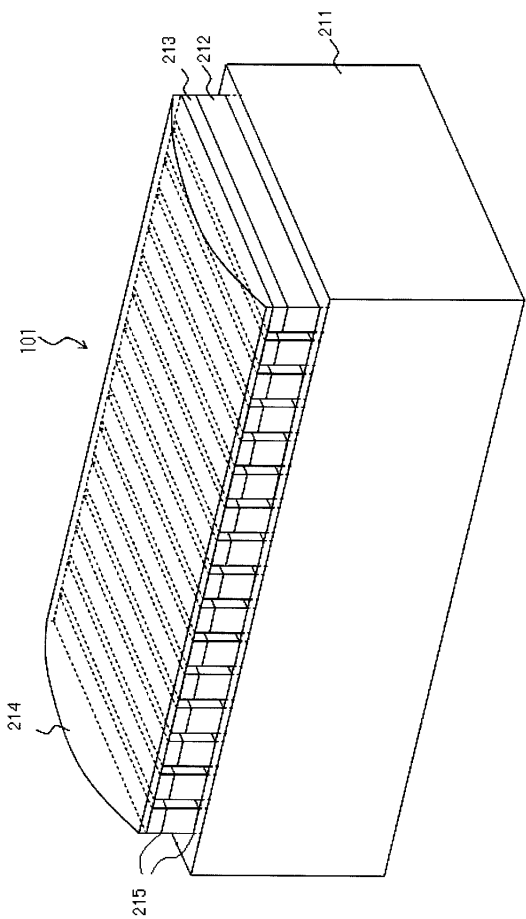
40

50

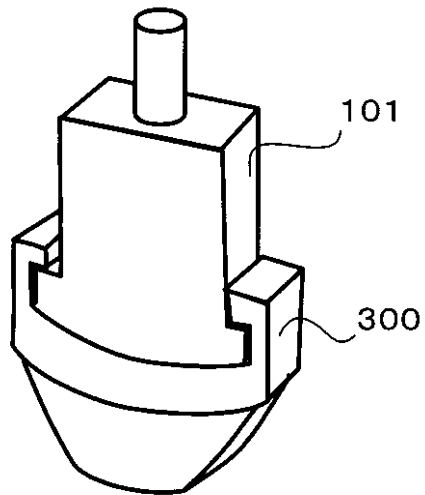
【 図 1 】



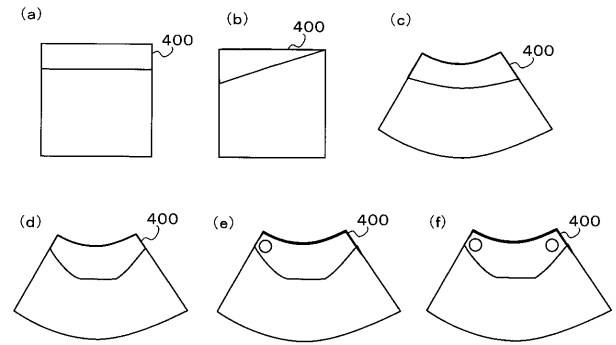
【 図 2 】



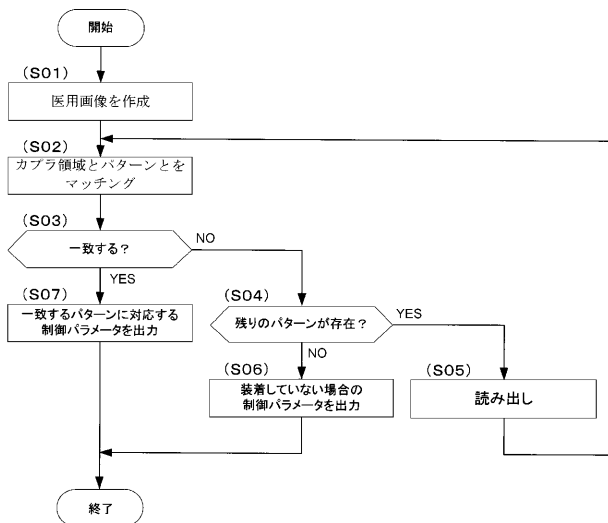
【図 3】



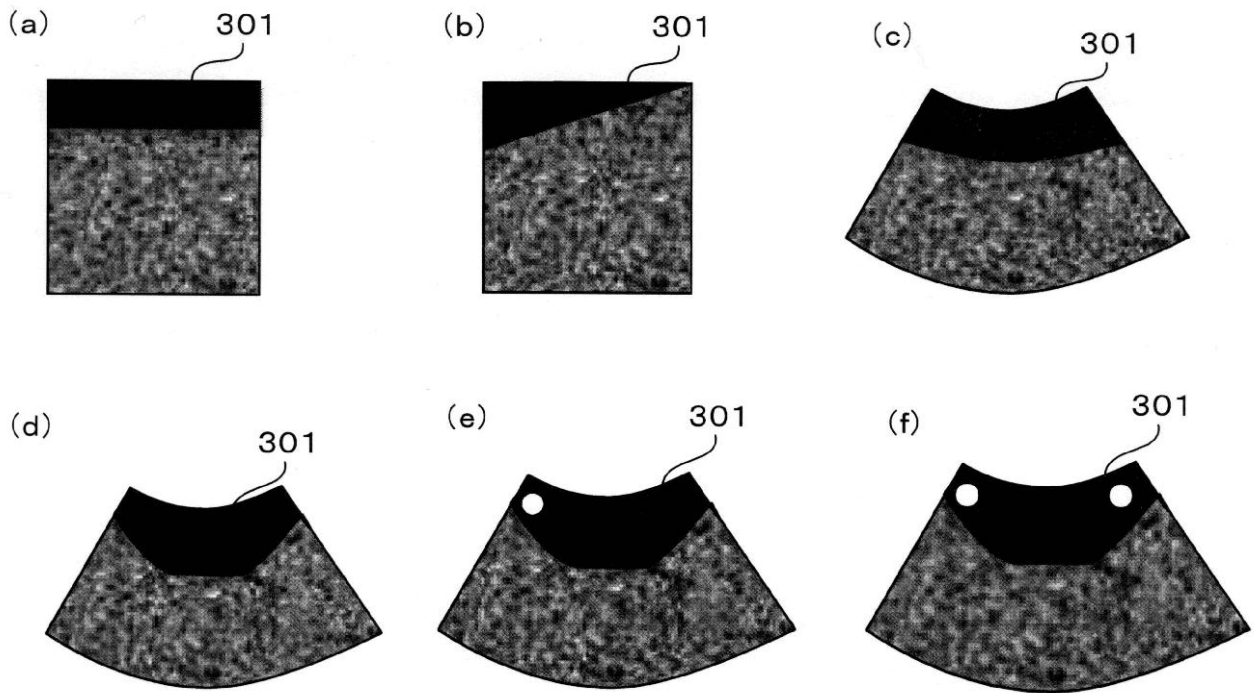
【図 5】



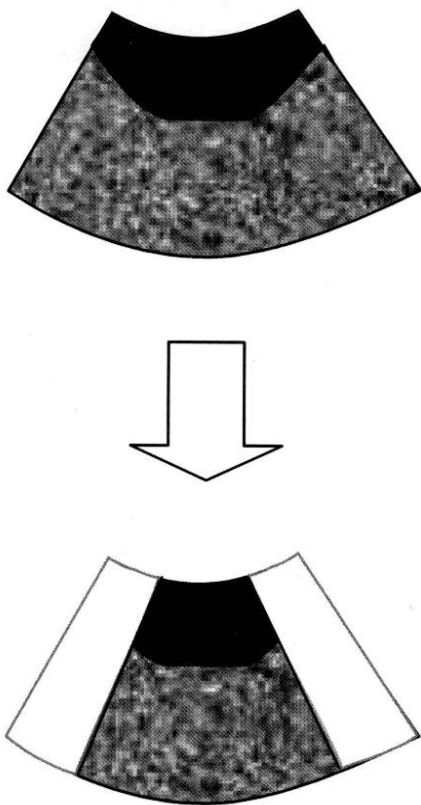
【図 6】



【図 4】



【図 7】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2010274060A	公开(公告)日	2010-12-09
申请号	JP2009132460	申请日	2009-06-01
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	小作秀樹		
发明人	小作 秀樹		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/4281 A61B8/4455		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/EE12 4C601/GA33 4C601/GC03 4C601/GC04 4C601/GC07 4C601/GC30 4C601/HH15		
其他公开文献	JP5398362B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够识别声耦合器的超声诊断设备，而无需安装用于识别声耦合器的类型和超声探头的电特殊结构。解决方案：基于超声探头101接收的超声波，生成从超声波发送/接收表面沿深度方向扩展的图像。基于所产生图像内的声耦合器区域301的存在/不存在和形状，识别声耦合器300的安装在存在/不存在以及所安装的声耦合器的类型。Z

